Carte routière technologique de l'imagerie médicale

Analyse et visualisation d'images : Rapport final

GT 4

Auteur - Industrie Canada - Direction générale des sciences de la vie - Industries de la santé

Date de diffusion - 2000-08-02

GT 4 - Modèles de rapport finals sur les technologies essentielles

La version française du rapport du groupe de travail 4 n'est pas encore disponible en format PDF. Nous vous demandons votre compréhension face à ce délai.

Droits d'auteur

AVANT-PROPOS

RÉSUMÉ

- Introduction
- Integration d'images provenant de différentes modalités
- Analyse d'images
- Visualisation d'images
- Analyse et visualisation d'images pour le traitement guidé par l'image
- Systèmes de simulation et de formation

INTRODUCTION

- Mission
- Membres du groupe de travail
- Aperçu

INTÉGRATION D'IMAGES PROVENANT DE DIFFÉRENTES MODALITIÉS

- Objectifs
- Description
- Importance
- Exigences en clinique
- Autres possibilités
- Maturité et risques
- Disponibilité
- Champ d'application
- Contacts

ANALYSE D'IMAGES

- Objectifs
- Description
- Importance
- Exigences en clinique
- Autres possibilités
- Maturité et risques
- Disponibilité
- Références

VISUALISATION D'IMAGES

- Objectifs
- Description
- Importance
- Exigences en clinique
- Maturité et risques
- Disponibilité
- Champ d'application
- Références
- Contacts

ANALYSE ET VISUALISATION D'IMAGES POUR LE TRAITEMENT GUIDÉ PAR L'IMAGE

- Objectifs
- Description
- Autres possibilités
- Maturité et risques
- Disponibilité
- Champ d'application
- Références
- Contacts

SYSTÈMES DE SIMULATION ET DE FORMATION

- Objectifs
- Description
- Importance
- Autres possibilités
- Maturité et risques
- Disponibilité
- Champ d'application
- Références
- Contacts

ANNEXES

100-06768/

- A: Comité directeur de la Carte technologique de l'imagerie médicale
- B: Groupe de travail 4 - Liste des membres
- C: Modèle de document de travail sur les technologies de base

---

GT 4 - la Page d'accueil de la zone des membres

Aide Quoi de neuf Carte du site Opinion Contexte English Haut de la page

Canada

http://strategis.ic.gc.ca

Auteur - Industrie Canada- Direction Générale des sciences de la vie-Industries de la santé

Date de diffusion - 2000-06-09

GT4 - Rapport final du groupe de travail

Pour obtenir des renseignements supplémentaires sur la carte routière technologique de l'imagerie médicale, s'adresser à :

Diane Law
Animatrice du projet
Direction générale des sciences de la vie
Industrie Canada
235, rue Queen
Ottawa, Ontario, K1A 0H5

Téléphone : (613) 954-2779
Télécopieur : (613) 952-5822

© Comité directeur de la carte routière technologique de l'imagerie médicale

Publié et distribué par Industrie Canada pour le comité directeur de la carte routière technologique de l'imagerie médicale. Les opinions qui sont exprimées dans ce document sont celles des auteurs et non nécéssairement celles du Gouvernement du Canada.

N.B. Dans cette publication, la forme masculine désigne tant les femmes que les hommes.

N° de catalogue : C21-30/4-2000F
ISBN : 0-662-84831-4

Auteur - Industrie Canada- Direction Générale des sciences de la vie-Industries de la santé

Date de diffusion - 2000-06-09

GT4 - Rapport final du groupe de travail

Avant-propos

Ce rapport du groupe de travail sur « l'Analyse et visualisation d'images » est le deuxième d'une série de cinq qui, une fois terminés, formeront la Carte routière technologique de l'imagerie médicale. Cette Carte routière a pour but de fournir des prévisions quant aux technologies nécessaires pour améliorer les soins aux patients et la compétitivité à l'échelle mondiale du secteur canadien de l'imagerie médicale. La Carte routière renforcera ainsi la mise au point, la diffusion et l'adaptation de la technologie et facilitera la prise de décisions dans les secteurs public et privé pour la mise au point de produits, l'investissement, la formation et les politiques.

Le comité directeur de la Carte routière technologique de l'imagerie médicale fournit l'orientation et l'encadrement pour l'ensemble du projet. Le comité est composé de 14 membres (voir l'annexe A pour la liste des membres), représentant des entreprises, des chercheurs, des cliniciens et des organismes gouvernementaux qui oeuvrent dans le secteur canadien de l'imagerie médicale. Industrie Canada agit comme catalyseur et facilitateur du processus d'élaboration de la Carte routière. Soixante-quinze personnes représentant plus de 50 organismes participent au projet, créant ainsi des occasions d'alliance et de partage d'information.

Outre ce rapport sur « l'Analyse et visualisation d'images » et celui sur les « Besoins futurs en imagerie médicale dans les soins de santé » les principales réalisations de ce groupe sont :

- La publication de *L'imagerie médicale : document de travail*;
- L'élaboration de la vision, de l'objectif et du but du projet;
- La création d'un site Web pour les membres afin de faciliter la communication;
- L'établissement et la répartition des tâches entre les cinq groupes de travail :
  - GT1 - Besoins futurs en imagerie médicale dans les soins de santé
  - GT2 - Génération et capture d'images
  - GT3 - Transmission et connectivité
  - GT4 - Analyse et visualisation d'images
  - GT5 - Technologies émergentes; et
- L'identification par les groupes de travail des problèmes à régler et des technologies marquantes qui seront examinées dans la Carte routière.

Le projet devrait prendre fin en automne 2000.

Auteur - Industrie Canada- Direction Générale des sciences de la vie-Industries de la santé

Date de diffusion - 2000-06-22

GT4 - Rapport final du groupe de travail

RÉSUMÉ

▶ 1. Introduction
▶ 2. Integration d'images provenant de différentes modalités
▶ 3. Analyse d'images
▶ 4. Visualisation d'images
▶ 5. Analyse et visualisation d'images pour le traitement guidé par l'image
▶ 6. Systèmes de simulation et de formation

1. Introduction

Ce rapport du groupe de travail « Analyse et visualisation d'images » identifie et décrit les technologies de base dans cinq domaines-clés de l'analyse et de la visualisation d'images : l'intégration d'images provenant de différentes modalités, l'analyse d'images, la visualisation d'images, l'analyse et la visualisation d'images pour le traitement guidé par l'image et les systèmes de simulation et de formation.

2. Integration d'images provenant de différentes modalités

L'objectif de l'intégration d'images est de permettre aux cliniciens de voir des images intégrées et de visualiser un patient en trois dimensions, tout en ayant accès à des renseignements d'ordre anatomique, fonctionnel et physiologique. L'accès à un ensemble plus complet d'information permettra de mieux planifier les interventions chirurgicales et de fournir de meilleurs traitements. La clé de l'intégration réussie d'images dépend de la capacité d'intégrer des images provenant de différentes modalités d'imagerie ainsi qu'à l'aide de différents équipements et de mettre sur pied d'une base de données complète de renseignements liés à l'imagerie médicale. Des technologies doivent être mises au point et des logiciels doivent être créés pour permettre l'intégration d'images dans un format où les utilisateurs pourront vérifier rapidement l'ensemble de données intégrées et l'afficher de façon pratique.

3. Analyse d'images

La plupart du temps, l'imagerie permet de montrer l'intensité comme étant le résultat de deux ou trois dimensions spatiales. De plus, un grand nombre de renseignements peuvent être obtenus en recueillant des images du domaine spectral. L'imagerie

spectrale peut être un outil puissant pour aider les professionnels de la santé dans le diagnostic et le traitement des maladies. Cette section porte sur les applications actuelles de l'analyse spectrale en médecine, sur la visualisation et le rendu de données spectrales et sur un certain nombre de défis de l'analyse spectrale en médecine. Les outils d'analyse d'images qui comprennent les outils d'analyse en trois dimensions spatiales et deux autres dimensions (temps et fréquence ou longueur d'onde) de même que les outils et les aides à l'analyse en temps réel particuliers à des applications cliniques précises présentent un potentiel de croissance pour l'avenir.

4. Visualisation d'images

L'objectif du rendu et de la visualisation d'images en trois dimensions est de permettre au médecin qui pose le diagnostic et au thérapeute d'avoir une vision plus complète de l'anatomie en trois dimensions, ce qui réduira la variabilité des techniques de visualisation en deux dimensions traditionnelles. Cette section porte sur trois vastes catégories de techniques d'affichage en trois dimensions : le rendu en surface, le rendu multiplan et le rendu fondé sur le volume. La visualisation d'images médicales est la clé de l'amélioration du diagnostic et de la surveillance de la progression ou de la régression des maladies de même que, entre autres, du guidage et de la surveillance en cours d'intervention chirurgicale et de traitement. Pour favoriser l'acceptation générale de l'imagerie en trois dimensions, des outils conviviaux de visualisation en temps réel qui permettent d'automatiser la manipulation de paramètres multiples sont nécessaires. Ces outils doivent être intégrés aux modalités d'imagerie et aux systèmes d'archivage et de transmission d'images et être adaptés aux applications cliniques particulières sans engendrer de frais importants.

5. Analyse et visualisation d'images pour le traitement guidé par l'image

Le traitement et la chirurgie guidés par l'image sont une approche moins effractive et moins coûteuse de soins destinés aux patients pour un grand nombre d'interventions. Toutefois, les exigences face à un système performant sont grandes. Cette section décrit les technologies utilisées pour le traitement et la chirurgie guidés par l'image et une sous-section correspond à chacun des intitulés suivants : systèmes précis de repérage des instruments dans le corps, systèmes d'affichage stéréoscopique à panneaux plats, systèmes de guidage à affichage frontal, enregistrement patient-image automatique, technologies du retour de force pour la visualisation, correspondance de surface et marqueurs montés sur les os. La sous-section portant sur les questions d'interface humain-ordinateur met l'accent sur l'importance d'avoir une compréhension détaillée de l'interaction des appareils sensoriel et visuel de l'être humain avec les outils disponibles tels que les systèmes d'affichage RV, l'interaction à haute vitesse, le retour de force haptique, la robotique, etc. Des travaux intensifs de mise au point des interfaces haptiques et stéréoscopiques et des systèmes de guidage à affichage frontal seront nécessaires dans l'avenir.

6. Systèmes de simulation et de formation

Il y a un grand besoin de mettre au point des formations fondées sur des modèles de simulation de RV haute fidélité destinées aux étudiants en médecine de tout niveau et aux cliniciens actifs. Les systèmes permettront, entre autres, de fournir aux étudiants des commentaires plus systématiques sur les résultats de l'apprentissage, de diminuer le recours aux animaux et aux cadavres, d'offrir une formation sur les techniques utilisées et interventions rarement effectuées et de faire une évaluation complète des nouvelles techniques. Cette section décrit les technologies requises pour fournir des systèmes efficaces de simulation et de formation ayant recours à des images médicales réalistes et portatives et une sous-section correspond à chacun des intitulés suivants : systèmes d'affichage visuel, simulation kinesthésique et tactile, simulation des odeurs, modélisation et génération d'images, ergonomie et conception de systèmes, évaluation des stagiaires et éducation permanente, remédiation et formation à distance. Le besoin pour la mise au point de systèmes qui permettront la formation sur des interventions par laparoscopie et des interventions chirurgicale à ciel ouvert se fait particulièrement sentir.

Auteur - Industrie Canada- Direction Générale des sciences de la vie-Industries de la santé

Date de diffusion - 2000-06-09

GT4 - Rapport final du groupe de travail

Mission

La mission du groupe de travail « Analyse et visualisation d'images » était de cerner et de décrire les technologies habilitantes dans le domaine de l'analyse et de la visualisation d'images qui doivent être élaborées afin de satisfaire aux besoins futurs des patients et du marché. Ceci comprend la création de technologies de l'information qui permettront, à l'aide d'ordinateurs, de reconnaître et de définir des structures, d'intégrer des images provenant d'autres modalités et de présenter l'information sous une forme qui en facilite la consultation et ainsi favorise une meilleure interprétation des données, une intervention thérapeutique fondée et la mise au point de systèmes de simulation et de formation.

Membership

Le groupe de travail « Analyse et visualisation d'images » est composé de représentants du secteur privé, de chercheurs et de cliniciens. Une liste complète des membres du groupe de travail se trouve à l'annexe B

Outline

Ce rapport identifie et décrit les technologies de base dans cinq domaines-clés de l'analyse et de la visualisation d'images :

- Intégration d'images provenant de différentes modalités;
- Analyse d'images;
- Visualisation d'images;
- Analyse et visualisation d'images pour le traitement guidé par l'image;
- Systèmes de simulation et de formation.

Puisque les membres du groupe de travail ont été répartis en sous-groupes dont le travail porte sur chacun des domaines-clés susmentionnés, un « modèle de document de travail sur les technologies de base » (voir annexe C) a été utilisé pour assurer une certaine constance dans le travail effectué. Il a été convenu qu'une rubrique du modèle pouvait être omise ou qu'une nouvelle section pouvait être ajoutée à la fin du modèle au besoin. Les sections existantes doivent toutefois être utilisées en autant que faire ce peut.

Auteur - Industrie Canada- Direction Générale des sciences de la vie-Industries de la santé

Date de diffusion - 2000-06-09

GT4 - Rapport final du groupe de travail

INTÉGRATION D'IMAGES PROVENANT DE DIFFÉRENTES MODALITIÉS

- 1. Objectifs
- 2. Description
- 3. Importance
- 4. Exigences en clinique
- 5. Autres possibilités
- 6. Maturité et risques
- 7. Disponibilité
- 8. Champ d'application
- 9. Contacts

1. Objectifs

Le personnel des établissements de santé et les chercheurs utilisent différentes modalités d'imagerie pour bénéficier des différents renseignements qu'elles fournissent. La clé de l'amélioration de l'analyse et de la visualisation d'images dépend de la capacité d'intégrer des images produites à partir de ces différentes technologies ainsi qu'à l'aide de différents équipements et de mettre sur pied d'une base de données complète de renseignements liés à l'imagerie médicale. L'objectif de l'intégration d'images est de permettre aux cliniciens de voir des images intégrées et de visualiser un patient en 3D, tout en ayant accès à des renseignements d'ordre anatomique, fonctionnel et physiologique. L'accès à un ensemble plus complet d'information permettra de mieux planifier les interventions chirurgicales et de fournir de meilleurs traitements. L'intégration complète des images dans les établissements de santé et les centres de recherche ne sera possible que si des normes d'affichage d'images, de transmission d'enregistrements et d'interprétation sont mises au point et adoptées par tous les fabricants et vendeurs d'équipement d'imagerie et de post-traitement. L'objectif est d'obtenir des images qui peuvent être traitées et transmises à des équipements de post-traitement, sans se soucier de l'établissement d'où elles proviennent ni de l'équipement avec lequel elles ont été produites.

2. Description

La tomographie assistée par ordinateur (TAO) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) fournissent des données numériques. Les autres modalités traditionnelles, telles que la radiographie, l'angiographie, la médecine nucléaire, la tomographie par émission de positrons (TÉP) et les ultrasons, permettaient d'obtenir des renseignements analogues qui ne pouvaient pas être intégrés aux autres données d'imagerie sans recourir à d'importantes manipulations et à la numérisation des données. L'utilisation récente de la technologie d'imagerie numérique dans ces modalités permettra d'améliorer la visualisation d'ensembles complets de renseignements. Pour bénéficier pleinement de l'acquisition de données numériques, des technologies doivent être mises au point et des logiciels doivent être créés pour permettre l'intégration d'information d'ordre fonctionnel, anatomique et physiologique dans un format où les utilisateurs pourront vérifier rapidement l'ensemble de données intégrées et l'afficher de façon pratique.

3. Importance

À la suite des percées révolutionnaires de l'imagerie médicale, la prochaine étape à franchir concerne le post-traitement et la manipulation de ces images en vue de fournir aux cliniciens et aux chercheurs une vision plus complète des structures et des fonctions représentées sur ces images. L'intégration précise d'images sera la clé qui permettra aux utilisateurs d'extraire les renseignements les plus pertinents et complets pour faciliter et améliorer la prise de décision en clinique.

4. Exigences en clinique

Pour que l'intégration d'images présente des avantages en clinique, l'interface humain-ordinateur doit être relativement facile à manipuler, tout en étant reproductible avec peu de vérification. Les dispositifs d'entrée de données doivent avoir une architecture ouverte pour permettre le coenregistrement des données provenant de différents systèmes d'imagerie existants, ce qui évite les importantes dépenses de capital associées à l'achat de nouveaux équipements à l'hôpital et dans les centres de recherche. La tâche d'intégration sera commandée par le besoin d'automation. Un minimum de temps sera donc requis pour obtenir les résultats souhaités. La vérification devra être simple et très fiable puisque des décisions cruciales seront prises en fonction du résultat. Les utilisateurs devront posséder des habiletés très poussées pour être en mesure de consulter l'information dans différents formats et simultanément des données de référence d'intégration nécessaires à l'analyse des graphiques d'affichage du résultat.

5. Autres possibilités

L'autre possibilité actuelle est de visionner simultanément les images provenant de différentes modalités et ensuite de les intégrer mentalement. Cette méthode soulève nombre de questions potentielles sur la subjectivité de l'interprétation.

6. Maturité et risques

De nos jours, la capacité d'intégrer des images évolue grâce à la technologie actuelle qui permet de coenregistrer des images provenant de différentes modalités telles que la TAO et la IRM, la médecine nucléaire et la TAO, ou la TÉP et la IRM. La clé de l'exécution réussie de cette technologie sera de pouvoir intégrer des informations provenant de toutes les modalités. Les interfaces humain-ordinateur conviviales conçues à partir de normes plus couramment utilisées favoriseront l'adoption rapide et réussie de la technologie. Puisque l'informatique continue à se perfectionner pour répondre à des demandes croissantes, la capacité à acquérir la vitesse de traitement nécessaire à l'utilisation pertinente de la technologie de l'intégration d'images en clinique améliorera la précision des diagnostics et réduira davantage le risque d'échec. À l'heure actuelle, il n'y a aucune coordination entre les différents concepteurs ni entre les différentes méthodes. Cette situation peut nuire à l'établissement de normes, ce qui peut dresser des obstacles au sein de certains établissements en raison de l'incompatibilité de différentes pièces d'équipement ou peut, au contraire, accélérer le travail en vue de résoudre les complexités générales associées aux différentes modalités.

7. Disponibilité

Un grand nombre d'établissements de recherche et de fournisseurs commerciaux d'équipement d'imagerie offrent de nos jours des progiciels qui permettent d'intégrer des images provenant de différentes modalités d'imagerie telles que la TAO et la IRM, la médecine nucléaire et la TAO, ou la TÉP et la IRM. Des progrès sont faits quotidiennement dans la mise au point de nouvelles méthodes et de nouveaux logiciels d'intégration.

8. Champ d'application

L'intégration d'images sera utilisée à grande échelle dans un grand nombre d'applications. Lorsque la technologie de l'intégration d'images sera accessible, elle pourra rapidement être utilisée pour d'autres applications. Par exemple, l'intégration des renseignements obtenus par IRM et TÉP dans la planification d'un traitement en oncologie pourra également être utilisée dans la planification d'interventions chirurgicales et de traitements fonctionnels. Cette situation s'applique à tous les cas d'intégration où les applications sont nombreuses, mais le défi se limite à la capacité de procéder à l'intégration et de rapidement valider les résultats. En fait, la conception de différents systèmes d'affichage compatibles à différentes applications sera un enjeu plus complexe.

9. Contacts

Contacts en milieu industriel
GE Medical Systems, Mississauga, Ontario
http://www.ge.com/medical/

Contacts en milieu universitaire
Louis Collins Ph. D.
McConnell Brain Imaging Centre, Montreal Neurological Institute
Montreal,Quebec (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements)
louis@bic.mni.mcgill.ca

Randy Ellis Ph. D.
Queen's University
Kingston, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements)
ellis@qucis.queensu.ca

Terry Peters Ph. D.
The John P. Robarts Research Institute
London, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements)
tpeters@irus.rri.on.ca

Auteur - Industrie Canada- Direction Générale des sciences de la vie-Industries de la santé

Date de diffusion - 2000-06-09

GT4 - Rapport final du groupe de travail

ANALYSE D'IMAGES

- 1. Objectifs
- 2. Description
- 3. Importance
- 4. Exigences en clinique
- 5. Autres possibilités
- 6. Maturité et risques
- 7. Disponibilité
- 8. Références

1. Objectifs

L'utilisation des techniques d'imagerie en médecine peut grandement améliorer la qualité des diagnostics posés et des traitements délivrés. La plupart du temps, l'imagerie permet de montrer l'intensité comme étant le résultat de deux ou trois dimensions spatiales. De plus, un grand nombre de renseignements peuvent être obtenus en recueillant des images en fonction du temps, de la fréquence ou à différentes longueurs d'onde à l'intérieur d'un spectre électromagnétique. Des courbes de l'intensité en fonction du temps, de la fréquence ou de la longueur d'onde, c.-à-d. les spectres, peuvent être utilisées pour identifier la substance à l'étude par imagerie. Ainsi, l'objectif de cette section est d'examiner l'utilisation actuelle et future de l'imagerie en médecine.

2. Description

2.1 Introduction

La spectroscopie est l'étude de l'interaction du rayonnement électromagnétique avec la matière. Le rayonnement électromagnétique perçu peut provenir d'une source naturelle ou être stimulé d'une certaine façon, p. ex., l'utilisation d'un rayon laser ou d'un champ magnétique. Ce rayonnement peut être mesuré à un éventail de longueurs d'onde, ou en fonction du temps, ou les deux. Il est donc possible d'obtenir un spectre de chaque voxel de l'espace. Ces spectres peuvent être analysés et traités pour déterminer la structure moléculaire (ou différentes réponses en fonction du temps) de la région étudiée par imagerie.

2.2 Applications actuelles de l'analyse spectrale en médecine
Les applications actuelles comprennent l'utilisation de l'imagerie spectrale :

- pour différencier les tumeurs cancéreuses des tumeurs non cancéreuses;
- pour déterminer les anomalies chromosomiques;
- pour diagnostiquer les troubles de la rétine;
- pour déterminer la santé de la peau et la viabilité d'une greffe;
- pour améliorer le diagnostic par endoscopie.

L'imagerie spectrale est utilisée à la fois pour des applications *in vivo* et en laboratoire. Les données spectrales peuvent être affichées soit dans le format où elles ont été recueillies (données brutes), soit après un important traitement en vue d'extraire de l'information et d'interpréter les données reçues. En général, les données brutes sont difficiles à interpréter. Il est donc habituellement nécessaire de passer par plusieurs étapes de traitement avant d'afficher les données.

2.3 Visualisation et rendu des données spectrales
Comme nous l'avons mentionné précédemment, une fois les données spectrales recueillies, elles peuvent être affichées directement ou d'abord traitées. Par exemple, les données rendues peuvent avoir été mesurées à différentes longueurs d'onde sélectionnées. Sinon, les algorithmes de classification ou de segmentation, ou les deux, peuvent être effectués avant que les données soient rendues. La classification peut être faite sans supervision, p. ex., le regroupement automatique de spectres semblables, ou avec supervision, c.-à-d. avec l'intervention de l'utilisateur, ou peut exiger que les données correspondent à une spectrothèque. Par contre, l'utilisation de spectrothèques demande habituellement que les données recueillies soient bien calibrées. Un grand nombre d'algorithmes de classification permettent le classement au niveau sous-voxel (c.-à-d. si le voxel déterminé par imagerie comprend plus d'une substance, le spectre résultant sera une combinaison des spectres constituants), auquel cas les classificateurs ont généralement recours aux probabilités des catégories.

2.4 Défis de l'analyse spectrale en médecine
Un certain nombre de défis doivent être relevés pour permettre la collecte de données spectrales et l'interprétation de l'imagerie spectrale. Ces défis comprennent les éléments suivants :

- les grandes quantités de données à traiter, à afficher et à utiliser simultanément;
- l'affichage simultané de renseignements spectraux / spatiaux, sans surcharger le visualiseur;
- la séparation des composantes des voxels mixtes et l'affichage des résultats de voxels mixtes;
- les algorithmes d'interprétation en temps réel; et
- le coenregistrement de données provenant d' autres modalités d'images.

3. Importance

L'imagerie spectrale peut être un outil puissant pour aider les professionnels de la santé dans le diagnostic et le traitement des maladies. Par exemple, elle ouvre la porte à la détermination en temps réel de la composition des tissus, ce qui facilite la prise de décision et la localisation du traitement.

4. Exigences en clinique

Les exigences en clinique comprennent les éléments suivants :

- la manipulation et le rendu d'images en temps réel;
- les outils conviviaux pour contenir les images multidimensionnelles et permettre l'extraction des renseignements nécessaires;
- les sous-systèmes économiques bien intégrés aux modalités d'imagerie ou au système d'archivage et de transmission d'images.

5. Autres possibilités

Même s'ils ne sont pas offerts à l'heure actuelle, les outils d'analyse d'images, y compris les outils d'analyse en trois dimensions spatiales et deux autres dimensions (c.-à-d. temps et fréquence ou longueur d'onde) devraient gagner en importance à l'avenir.

6. Maturité et risques

Des systèmes pratiques d'imagerie spectrale sont déjà offerts et utilisés dans des équipements d'imagerie médicale, par contre le nombre de ces applications est limité à l'heure actuelle. Des systèmes permettant l'affichage simultané de renseignements spatiaux et spectraux sont continuellement améliorés. Les techniques de visualisation et d'interprétation des données spectrales sont des outils généraux qui peuvent être utilisés pour toute donnée d'imagerie spectrale. Toutefois, pour être utiles, elles doivent être modifiées et adaptées à une application particulière en clinique. Chaque application présente des besoins particuliers auxquels il faut répondre et pour lesquels des outils doivent être fournis. Des aides à l'interprétation en temps réel des renseignements spectraux doivent également être mis au point pour chaque application. Les outils permettant le traitement de grandes quantités de données recueillies seront bientôt offerts.

7. Disponibilité

Les radiomètres spectraux à imagerie sont disponibles à grande échelle. Déjà un grand nombre de progiciels d'analyse spectrale sont utilisés, par exemple en imagerie par RM, en spectroscopie par RM et en microscopie médicale. Toutefois, avec l'avancement de la science, l'équipement informatique et les logiciels doivent suivre la même cadence.

8. Références

EvIdent^{MC} est un exemple de logiciel d'imagerie présentement sur le marché qui peut être utilisé pour analyser à la fois des données en 3D mesurées en fonction du temps ou en fonction de la fréquence / longueur d'onde. Pour plus de renseignements, y compris des références sur son utilisation pour l'analyse d'images IR ou produites par RM, consulter l'adresse http://www.ibd.nrc.ca/informatics.

GT 4 - la Page d'accueil de la zone des membres

Aide Quoi de neuf Carte du site Opinion Contexte English Haut de la page

Canada

http://strategis.ic.gc.ca

Auteur - Industrie Canada- Direction Générale des sciences de la vie-Industries de la santé

Date de diffusion - 2000-06-09

GT4 - Rapport final du groupe de travail

VISUALISATION D'IMAGES

- 1. Objectifs
- 2. Description
- 3. Importance
- 4. Exigences en clinique
- 5. Maturité et risques
- 6. Disponibilité
- 7. Champ d'application
- 8. Références
- 9. Contacts

1. Objectifs

rendu et la visualisation d'images en trois dimensions (3D) permettent de réduire la portée de la subjectivité des examens traditionnels de données en deux dimensions (2D). Avec l'imagerie en 2D traditionnelle, un médecin d'expérience visionne une séquence d'images en 2D, les transforme mentalement pour créer une impression en 3D de l'anatomie et de la pathologie, puis pose le diagnostic ou procède à une intervention. Le résultat de cette approche n'est pas optimal, principalement en raison de l'utilisation d'images en 2D pour visionner l'élément anatomique ou le trouble pathologique en 3D. Ce manque est particulièrement important lorsqu'il s'agit d'interventions chirurgicales, telles que la curiethérapie ou la biopsie, puisque la quantification et la surveillance des petits changements en cours d'intervention sont rendues très difficiles à cause des restrictions de l'imagerie en 2D traditionnelle. Particulièrement, le rendu et la visualisation d'images en 3D permettent de réduire la portée des limites suivantes :

- Les images utilisées en imagerie traditionnelle sont en 2D. Ainsi, le professionnel doit transformer mentalement de multiples images tomographiques ou de projection en vue de créer une impression en 3D de l'anatomie et de la pathologie au cours de l'évaluation diagnostique ou durant une intervention chirurgicale guidée par imagerie. Ce processus est non seulement long et inefficace, mais plus important, il est variable et subjectif, ce qui peut mener à des décisions incorrectes en ce qui concerne le diagnostic, la planification et le traitement.

- Les décisions diagnostiques (p. ex., en obstétrique) et thérapeutiques (détermination du stade et planification) se fondent souvent sur une estimation précise du volume de la tumeur ou de l'organe. Les techniques de mesure du volume fondées sur l'imagerie en 2D ont seulement recours à des mesures simples de largeur en deux dimensions et se basent sur une forme idéale pour calculer le volume. Cette pratique peut être la source d'inexactitudes et de variabilité de l'opérateur.

- Il est difficile de placer le plan de l'image en 2D à un emplacement particulier dans l'organe, et encore plus difficile de le situer au même endroit à une autre occasion. Ainsi, le visionnement d'images en 2D est sous-optimal lorsqu'il s'agit de planifier ou de surveiller des procédures thérapeutiques ou de faire des études de prospection quantitative ou de suivi.

- En raison des restrictions imposées par l'anatomie et la position du patient, il est parfois impossible d'orienter le plan de l'image en 2D à l'emplacement idéal. Cette situation empêche la visualisation de certains éléments anatomiques, ce qui nuit au diagnostic exact de l'état du patient et à la surveillance des interventions chirurgicales.

L'objectif du rendu et de la visualisation d'images en 3D est de surmonter ces limites. Le rendu et la visualisation d'image en trois dimensions permettront au médecin qui pose le diagnostic et au thérapeute d'avoir une vision plus complète de l'anatomie en 3D, ce qui réduira la variabilité des techniques de visualisation traditionnelles.

L'imagerie médicale par ultrasons est, par définition, de nature tomographique. Elle fournit des renseignements nécessaires à la reconstitution et à la visualisation des images en 3D. Toutefois, contrairement à l'imagerie par TAO et par RM, dont les images sont habituellement obtenues à basse vitesse, sous forme d'une pile de tranches parallèles, les ultrasons procurent des images tomographiques à haute vitesse (15 à 60 images par seconde), et l'orientation des images est arbitraire et déterminée par l'utilisateur. L'acquisition d'images à haute vitesse, l'orientation arbitraire des images et le chatoiement, les ombres et les distorsions des images obtenues par ultrasons posent des problèmes uniques à résoudre et créent des occasions à exploiter en vue d'étendre la technologie de l'imagerie par ultrasons de la présentat ion d'images en 2D au visionnement d'images en 3D et en 3D en fonction du temps (ou 4D).

Au cours des vingt dernières années, un grand nombre d'investigateurs ont concentré leurs efforts sur la mise au point de divers types de techniques de rendu et de visualisation d'images. Cependant, à cause des énormes exigences de nature informatique pour produire des systèmes économiques de visualisation en temps réel, la plupart des tentatives ont échoué ou les techniques n'ont pas été utilisées couramment comme outil de diagnostic. Ce n'est qu'au cours des dernières années que l'informatique et les techniques de visualisation ont progressé suffisamment pour faire du rendu et de la visualisation d'images en 3D un outil viable d'utilisation courante.

2. Description

2.1 Introduction

La découverte de la radiographie il y a plus de 100 ans a ouvert la voie à une nouvelle façon de visualiser le corps humain. L'imagerie radiologique produit des ombres radiographiques qui reproduisent sur une image en 2D les structures en 3D de l'organisme. Bien que cette approche soit extrêmement utile et toujours utilisée de nos jours, le médecin n'a pas accès aux renseignements sur les structures en 3D. Un grand nombre de tentatives ont été faites pour mettre au point des techniques d'imagerie qui préserveraient les renseignements en 3D de l'organisme sous forme d'une image enregistrée. Au début des années 1970, l'introduction de la TAO a révolutionné la radiologie diagnostique. Pour la première fois, des renseignements en 3D étaient présentés au médecin sous forme d'une série d'images tomographiques en 2D repr&eacu te;sentant des tranches de l'organisme. De plus, pour la première fois dans l'histoire de la radiologie, les ordinateurs sont devenus la pièce maîtresse du traitement et de l'affichage d'images. La disponibilité de renseignements anatomiques en 3D réels a stimulé l'utilisation de la visualisation en 3D pour une variété d'applications de radiologie diagnostique.

Une fois reconstruite, l'image en 3D peut être visionnée de façon interactive en utilisant tout logiciel de visualisation en 3D. Le choix de la modalité d'imagerie et de ses caractéristiques d'acquisition est crucial puisqu'il déterminera la qualité de l'image finale. Pourtant, la technique de rendu choisie joue également un rôle important, dominant à l'occasion, dans la détermination des renseignements transmis à l'opérateur par l'afficheur d'images en 3D. Il existe un grand nombre de techniques d'affichage d'images en 3D, qui font toujours l'objet d'études actives de la part d'un grand nombre d'investigateurs et d'entreprises commerciales. Les techniques d'affichage en trois dimensions peuvent être réparties en trois vastes classes : rendu en surface, rendu multiplan et rendu fondé sur le volume. Le choix optimal de la technique de rendu est généralement déterminé par l'application clinique et souvent par l'utilisateur.

2.2 Rendu en surface

La technique d'affichage en 3D la plus courante est fondée sur la visualisation des surfaces des structures ou des organes. Dans cette approche, une étape de segmentation et de classification précède la génération du rendu. Au cours de la première étape, l'opérateur ou l'algorithme analyse chaque voxel de l'image en 3D et détermine la structure à laquelle il correspond. Les limites des structures anatomiques peuvent être tracées par l'opérateur en utilisant une technique de coutournage manuel ou par des algorithmes qui peuvent utiliser de simples seuils ou des propriétés statistiques ou géométriques plus complexes de portions de l'image en 3D. La segmentation des limites des images en 3D est toujours un secteur très actif de recherche, et il existe un grand nombre d'occasions d'innovations et de mises au point propres à une applica tion. Lorsque les tissus ou les structures ont été classifiés et que leurs limites ont été tracées, les limites sont représentées par un squelette de fil de fer ou un canevas et, par mappage de texture, on choisit une couleur et une texture appropriées pour représenter la structure anatomique.

La technique de rendu fil de fer a d'abord été utilisée dans le rendu d'images en 3D parce qu'elle est la plus simple et ne demande pas de recourir à des installations informatiques avancées. Dans cette approche, les limites des structures sont représentées par un réseau de lignes, qui peuvent être visionnées en 3D. Les squelettes de fil de fer ou les autres représentations plus complexes des surfaces peuvent être texturées, ombragées, illuminées, et des indicateurs de profondeur peuvent être ajoutés de sorte que la topographie et la géométrie en 3D sont toutes deux plus facilement comprises. La rotation automatique, ou le déplacement dirigé par l'utilisateur, est généralement utile pour permettre à l'opérateur de visionner l'anatomie sous différentes perspectives. Cette approche a été ut ilisée avec succès par un grand nombre d'investigateurs dans le rendu du crâne, du côlon, des structures squelettiques, du coeur et pour des applications en obstétrique.

2.3 Rendu Multiplan (MPR)

La technique d'affichage en 3D la plus courante est fondée sur la visualisation des surfaces des structures ou des organes. Dans cette approche, une étape de segmentation et de classification précède la génération du rendu. Au cours de la première étape, l'opérateur ou l'algorithme analyse chaque voxel de l'image en 3D et détermine la structure à laquelle il correspond. Les limites des structures anatomiques peuvent être tracées par l'opérateur en utilisant une technique de coutournage manuel ou par des algorithmes qui peuvent utiliser de simples seuils ou des propriétés statistiques ou géométriques plus complexes de portions de l'image en 3D. La segmentation des limites des images en 3D est toujours un secteur très actif de recherche, et il existe un grand nombre d'occasions d'innovations et de mises au point propres à une applica tion. Lorsque les tissus ou les structures ont été classifiés et que leurs limites ont été tracées, les limites sont représentées par un squelette de fil de fer ou un canevas et, par mappage de texture, on choisit une couleur et une texture appropriées pour représenter la structure anatomique.

La technique de rendu fil de fer a d'abord été utilisée dans le rendu d'images en 3D parce qu'elle est la plus simple et ne demande pas de recourir à des installations informatiques avancées. Dans cette approche, les limites des structures sont représentées par un réseau de lignes, qui peuvent être visionnées en 3D. Les squelettes de fil de fer ou les autres représentations plus complexes des surfaces peuvent être texturées, ombragées, illuminées, et des indicateurs de profondeur peuvent être ajoutés de sorte que la topographie et la géométrie en 3D sont toutes deux plus facilement comprises. La rotation automatique, ou le déplacement dirigé par l'utilisateur, est généralement utile pour permettre à l'opérateur de visionner l'anatomie sous différentes perspectives. Cette approche a été ut ilisée avec succès par un grand nombre d'investigateurs dans le rendu du crâne, du côlon, des structures squelettiques, du c□Aur et pour des applications en obstétrique.

2.4 Rendu fondé sur le volume

Les deux techniques, soit le rendu en surface et le rendu multiplan, réduisent l'affichage de renseignements en 3D à un affichage de renseignements en 2D sous forme de surfaces complexes ou planaires. Puisque notre sens de la vue est mieux adapté au visionnement et à l'interprétation de surfaces, ces deux approches sont facilement comprises par l'opérateur. Par contre, les techniques d'affichage en surface ou multiplan présentent seulement une petite portion de l'image en 3D complète à un moment donné.

Une approche alternative est la technique de rendu fondé sur le volume, qui présente à l'utilisateur un affichage de l'image en 3D entière après sa projection sur un plan en 2D. L'approche la plus courante utilisée en imagerie en 3D par ultrasons est fondée sur les techniques du lancer de rayon, qui projettent un faisceau en 2D de rayons à travers l'image en 3D. Chaque rayon coupe l'image en 3D le long d'une série de voxels. Les valeurs des voxels le long de chaque rayon sont examinées et évaluées pour obtenir le résultat de rendu désiré. Si les structures de l'image en 3D ont été segmentées et classifiées, les voxels peuvent être évalués ou colorés de façon appropriée pour obtenir une représentation translucide. Une autre approche courante est d'afficher seulement les voxels à une intensité maximale (minimale) le long de chaque rayon pour former une image de « projection d'intensité maximale (minimale) » (PIM).

L'approche la plus courante utilisée en rendu et visualisation d'images en 3D est l'approche de rendu fondé sur la translucidité / opacité. Dans cette approche, les voxels le long de chaque rayon sont évalués en fonction de la formule suivante :

$$C_{ext} = C_{int} (1 - a(i)) + c(i)\, a(i)$$

où C_{ext} est la valeur du rayon sortant par le i^e voxel et C_{int} est la valeur du rayon entrant par le i^e voxel. Les paramètres c et a sont choisis pour surveiller le résultat spécifique de rendu désiré, où a définit l'opacité et c est une valeur modifiée d'ombrage de voxels, qui peut être fondée sur la valeur de voxel ou sur un gradient local, et est choisi pour définir la luminance du voxel. Par exemple, si $a(i) = 0$, alors le rayon sera transmis par le i^e voxel, comme s'il était transparent; si $a(i) = 1$, alors le voxel est considéré opaque ou luminescent selon la valeur de c. En général, les valeurs de a s'additionnent le long de chaque rayon, et lorsque la somme est de 1, la valeur de C_{ext} est affichée.

Les techniques de rendu fondée sur le volume, qui affichent les structures anatomiques de façon translucide, préservent tous les renseignements en 3D, mais projettent ces renseignements (après un traitement non linéaire) sur un plan de visionnement en 2D. Même si des indicateurs de profondeur sont ajoutés (p. ex., visionnement stéréoscopique), cette approche produit des images difficiles à interpréter. Ainsi, cette approche est mieux adaptée au visionnement d'images de structures anatomiques simples desquelles les signaux parasites ont été enlevés ou sont absents. Les investigateurs ont démontré le succès de cette approche, particulièrement pour afficher les structures anatomiques foetales et vasculaires en utilisant les techniques d'imagerie en 3D par ultrasons.

En général, les techniques du lancer de rayon exigent un support informatique important, puisqu'un très grand nombre de rayons doivent être utilisés pour générer des résultats satisfaisants. Toutefois, avec les ordinateurs personnels actuels et l'implantation efficiente des algorithmes, la manipulation en temps réel de l'image en 3D grâce au lancer continu de rayon est possible.

3. Importance

Les vingt dernières années ont été témoin de progrès révolutionnaires en imagerie médicale. Au cours de ces années, les principaux progrès ont été de nature technologique, avec la mise au point de nouveau instruments d'imagerie et l'amélioration constante de leurs capacités. Les techniques d'imagerie ont maintenant atteint une maturité relative, et nous attendons la prochaine révolution touchant les capacités et les applications de l'imagerie médicale.

Les vingt dernières années ont été témoin de progrès révolutionnaires en imagerie médicale. Au cours de ces années, les principaux progrès ont été de nature technologique, avec la mise au point de nouveau instruments d'imagerie et l'amélioration constante de leurs capacités. Les techniques d'imagerie ont maintenant atteint une maturité relative, et nous attendons la prochaine révolution touchant les capacités et les applications de l'imagerie médicale.

4. Exigences en clinique

Les exigences en clinique comprennent les éléments suivants :

- le rendu et la manipulation d'images en temps réel;
- des outils conviviaux de définition de l'image multidimensionnelle permettant l'extraction des renseignements nécessaires;
- des sous-systèmes à faible coût et bien intégrés à la modalité d'imagerie ou au système d'archivage et de transmission d'images.

5. Maturité et risques

Des outils utiles de visualisation d'images en 3D sont déjà disponibles et utilisés dans des systèmes d'imagerie en 3D. Toutefois, ils demandent toujours le recours à des interfaces humain-ordinateur complexes et à un ensemble d'outils pour manipuler les images en 3D. Pour favoriser l'acceptation générale de l'imagerie en 3D, des outils conviviaux de manipulation des images en 3D seront nécessaires pour permettre à l'utilisateur de visionner toute section d'une structure anatomique en relation avec les autres sections. De plus, l'utilisateur a besoin d'outils conviviaux d'analyse en temps réel pour produire des images fondées sur le

volume. À l'heure actuelle, la production d'images fondées sur le volume demande la manipulation de multiples paramètres. Des techniques sont nécessaires en vue de fournir immédiatement des rendus opt imaux fondés à la fois sur les données d'image et sur l'organe visionné, sans une intervention importante de l'utilisateur.

6. Disponibilité

Les progrès de nature scientifique et technologique observés au cours des cinq dernières années ont permis de mettre au point des systèmes utiles de rendu et de visualisation d'images en 3D, p. ex, la colonoscopie virtuelle colique, l'imagerie en 3D par ultrasons, le logiciel de visualisation de reconstitution du visage et le logiciel de suivi d'une intervention neurochirurgicale. Certains systèmes permettent maintenant l'acquisition en temps réel ou à haute vitesse d'images en 3D, la reconstitution en temps réel et le rendu et la visualisation d'images en 3D en temps réel.

7. Champ d'application

Les techniques de rendu et de visualisation d'images en 3D sont des outils généraux qui peuvent être utilisés avec toutes les données d'images en 3D. Toutefois, pour être utiles, elles doivent être modifiées et adaptées à une application particulière en clinique. Chaque application présente des besoins particuliers auxquels il faut répondre et pour lesquels des outils doivent être fournis.

8. Références

Bezdek, J. C., Hall, L. O., Clarke, L. P., « Review of MR segmentation techniques using pattern recognition », *Med Phys*, 1993, vol. 20, p. 1033-1048.

Fishman, E. K., Magid, D., Ney, D. R. et coll., « Three-dimensional imaging », *Radiology*, 1991, vol. 181, p. 321-337.

Lichtenbelt, B., Crane, R., Naqvi, S., *Introduction to Volume Rendering*, Hewlett Packard Professional Books, 1998.

Robb, R. A., Barillot, C., « Interactive display and analysis of 3-D medical images », *IEEE Trans Med Imaging*, 1989, vol. 8, p. 217-226.

Vannier, M. W., Marsh, J. L., Warren, J. O., « Three-dimensional CT reconstruction for craniofacial surgical planning and evaluation », *Radiology*, 1984, vol. 150, p.179-184.

9. Contacts

Contacts en milieu industriel

A.L.I. Technologies Inc., Vancouver, British Columbia
http://www.alitech.com/

Cedara Inc., Mississauga, Ontario
http://www.cedara.com

Life Imaging Systems Inc., London, Ontario
http://www.lifeimage.com

Mitra Imaging Inc., Waterloo, Ontario
http://www.mitra.com

Contacts en milieu universitaire

Alan Evans Ph. D.
McConnell Brain Imaging Centre, Institut neurologique de Montréal
Montréal, Quebec
alan@bic.mni.mcgill.ca

Aaron Fenster Ph. D.
The John P. Robarts Research Institute
London, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements)
afenster@irus.rri.on.ca

Terry Peters Ph. D.
The John P. Robarts Research Institute
London, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements)
tpeters@irus.rri.on.ca

Contacts en milieu clinique

Donal Downey, M. D.
London Health Sciences Centre
London, Ontario
ddowney@irus.rri.on.ca

Robert Ferguson, M. D.
Kingston General Hospital
Kingston, Ontario
fergusor@kgh.kari.net

Walter Kucharczyk, M. D.
University of Toronto
Toronto, Ontario
w.kucharczyk@utoronto.ca

GT 4 - la Page d'accueil de la zone des membres

Aide Quoi de neuf Carte du site Opinion Contexte English Haut de la page

Canada
http://strategis.ic.gc.ca

Auteur - Industrie Canada- Direction Générale des sciences de la vie-Industries de la santé

Date de diffusion - 2000-06-09

GT4 - Rapport final du groupe de travail

ANALYSE ET VISUALISATION D'IMAGES POUR LE TRAITEMENT GUIDÉ PAR L'IMAGE

- 1. Objectifs
- 2. Description
- 3. Autres possibilités
- 4. Maturité et risques
- 5. Disponibilité
- 6. Champ d'application
- 7. Références
- 8. Contacts

1. Objectifs

Le traitement guidé par l'image exige que les images, provenant souvent de différentes modalités, soient enregistrées les unes avec les autres, avec les images du patient et avec les images fournies par un système de repérage des instruments dans le corps humain. Les organes, les tissus et les lésions doivent être délimités sur les images et celles-ci doivent être affichées, pour être consultées par le chirurgien, dans un format convivial et de manière à ne pas déranger les activités de la salle d'opération. Dans le but de représenter adéquatement le tissu humain auquel l'image correspond, les données numériques doivent être rendues à haute résolution, et l'équipement informatique doit permettre de manipuler ces données en temps réel. Pour que les images aient le degré maximal de r&eac ute;alisme en 3D, l'affichage devrait recourir à des techniques stéréoscopiques, soit par le biais d'un système discret d'affichage à panneaux plats, soit par le biais des visiocasques légers. Puisque, pour les cas de chirurgie effractive minimale, on adopte l'utilisation des techniques de télérobotique pour minimiser les tremblements de main du chirurgien et pour faciliter la microchirurgie par la diminution du mouvement, le guidage par l'image jouera un rôle grandissant en chirurgie cardio-thoracique, abdominale et articulaire. L'objectif de cet exercice comporte deux volets :

- Mettre au point les technologies ci-après en vue d'améliorer leur utilisation dans le traitement et la chirurgie guidés par l'image; et

- Élaborer la méthodologie d'intégration de ces technologies en un système unifié.

2. Description

Les technologies et les questions d'interface humain-ordinateur jugées les plus importantes dans le domaine de l'analyse et de la visualisation d'images pour le traitement guidé par l'image sont décrites ci-après.

2.1 Systèmes précis de repérage des instruments dans le corps
La clé de la chirurgie guidée par l'image est un système qui permet à une sonde de repérer un élément dans le corps et d'en afficher le volume en image en 3D au cours de la chirurgie.

Il existe un grand nombre d'approches de guidage chirurgical peropératoire. Certains font appel à une sonde physiquement liée par un bras multi-articulé à un appareil qui immobilise la tête du patient, et la position de la sonde est déterminée en mesurant l'angle à chaque articulation [Zinreich, 1993 et Golfinos, 1998]. D'autres méthodes recourent au contrôle par ultrasons [Reinhardt, 1998], au contrôle optique ou magnétique [Birkfellner, 1998] pour déterminer la position de la sonde. Chaque système présente des avantages et des inconvénients. Le système mécanique est toujours en lien avec l'ordinateur et ne dépend pas de la présence d'une visibilité directe entre la sonde et un quelconque transducteur de signal. D'autre part, il est encombrant et dérangeant dans la salle d'opération.

Les méthodes par ultrasons ainsi que les méthodes électromagnétiques et optiques permettent d'exclure le système mécanique mais, dans le cas des systèmes optiques et par ultrasons, il doit toujours y avoir une « visibilité directe » libre de tout obstacle entre les capteurs et un quelconque dispositif de transmission. Les systèmes électromagnétiques ne présentent pas ce désavantage, mais leur rendement est souvent limité par la présence de dispositifs métalliques à proximité des capteurs de position. Des efforts ont été faits pour combiner les dispositifs optiques et magnétiques pour construire des instruments qui ont recours à un système optique de repérage pour recalibrer un dispositif magnétique de repérage en temps réel de sorte que le repéreur magnétique puisse « prendre la relève » du système optique lorsque la visibilité directe est coupée. À l'heure actuelle, les systèmes optiques et mécaniques de repérage sont tous deux utilisés couramment dans les interventions chirurgicales guidées par l'image, et ces dispositifs permettent généralement de repérer une sonde à une exactitude et à une précision d'environ 1 mm.

Présentement, il n'existe aucune solution satisfaisante au problème de repérage d'un objet (par exemple, la pointe d'un cathéter ou un endoscope souple) dans le corps à moins d'utiliser un système d'imagerie en temps réel tel que l'imagerie par résonance magnétique (IRM), les ultrasons ou la fluoroscopie. La taille du récepteur magnétique standard écarte la possibilité de l'intégrer dans la pointe d'une sonde ou un cathéter, obligeant à recourir à un capteur connecté à la pointe d'une sonde par une tige rigide pour repérer un point à l'intérieur d'une cavité. Pourtant, il y a eu publication d'un rapport sur une sonde magnétique miniaturisée qui peut être insérée dans un cathéter, mais les résultats de son rendement n'étaient pas disponibles. Une technologie prometteuse à utiliser dans des situations de repérage en général et dans les endoscopes et les cathéters souples en particulier, recourt à la fibre optique. Des fibres optiques spécialement traitées sont fabriquées de sorte que la transmission de la lumière soit fonction du rayon de courbure de la fibre. Ce concept a été incorporé à un dispositif commercial de mesure de forme « Shape-tape » fabriqué par l'entreprise canadienne Measurand Inc., et on croit que la technologie est utilisée sous licence depuis peu par Northern Digital Inc., une autre entreprise canadienne qui est déjà un chef de file dans le domaine des systèmes optiques de repérage.

Pourtant, la technologie qui permettrait de repérer avec exactitude la position et l'orientation d'instruments multiples dans le corps humain sans le besoin d'une « visibilité directe » reste à découvrir.

2.2 Systèmes d'affichage stéréoscopique à panneaux plats
L'imagerie stéréoscopique n'est plus couramment utilisée en radiologie diagnostique, même si certains centres l'utilisent toujours régulièrement, alors que d'autres l'utilisent de façon sporadique. Toutefois, depuis l'arrivée des modalités d'imagerie en 3D, il devient de plus en plus important d'être en mesure de naviguer rapidement dans de volumineuses bases de données. En raison de l'utilisation de la visualisation d'image en 3D dans la planification et le guidage de la chirurgie et de la disponibilité de ressources computationnelles peu coûteuses qui permettent la manipulation interactive des volumes en 3D, la visualisation stéréoscopique reste une technique d'appoint à la navigation chirurgicale attirante. La visualisation stéréoscopique a été utilisée dans les salles d'opération par les équipes de chirurgie de plusieurs sites, particulièrement à l'Institut neurologique de Montréal (INM). Au départ, elle était utilisée pour intégrer les angiogrammes numériques par soustraction aux images produites par IRM et par TAO à des fins de planification chirurgicale, et par la suite, elle a été utilisée pour présenter au chirurgien des images en 3D pour aider au guidage en cours de chirurgie [Peters, 1994, et Davey, 1994]. Une des limites de cette technologie est le fait

qu'elle nécessite la présence d'encombrants moniteurs traditionnels difficiles à placer à proximité du champ opératoire. De plus, le visionnement des images stéréoscopiques exige l'utilisation d'un dispositif oculaire polarisé actif ou passif qui dirige des cadres d'image alternés vers l'oeil droit et vers l'oeil gauche respectivement. Alors que la solution idéale serait de recourir à l'utilisation des systèmes d'affichage à panneaux plats, la technologie actuelle des panneaux d'affichage à cristaux liquides polarise par définition la lumière, ce qui rend ces systèmes d'affichage incompatibles aux lunettes à obturateurs ou polarisées standard.

Puisque la chirurgie guidée par l'image dépend de l'utilisation de représentations « virtuelles » du corps ou d'un organe précis sous forme d'images médicales, chacune des techniques susmentionnées présente des éléments de « réalité virtuelle » ou RV.

En chirurgie guidée par l'image, les techniques de RV commencent à jouer un rôle de plus en plus important au fur et à mesure que l'accent est mis sur les interventions chirurgicales effractives minimales. La visualisation directe du champ opératoire devenant de plus en plus difficile puisque l'ouverture pratiquée au cours de la chirurgie est de plus en plus petite, la recherche vise naturellement la réalisation par modèles des structures qui feront l'objet de l'intervention. La technologie du traitement de l'information graphique peut fournir des images en 3D d'apparence réelle des structures à partir des images produites par IRM et par TAO, et le domaine en émergence de l'endoscopie virtuelle en est un excellent exemple. Les rendus en surface et les rendus fondés sur le volume (consulter la section « Analyse d'images ») sont tous deux couramment utilisés dans ce domaine, et la visualisation stéréoscopique est souvent employée pour maximiser l'avantage de la représentation d'images en 3D.

Une technique d'appoint à la RV utile est la technique de la « réalité améliorée » où l'information en temps réel provenant du « vrai monde » est intégrée aux renseignements provenant du modèle en 3D. Cette approche a été utilisée dans un grand nombre d'applications en télédétection, et on a démontré son utilité dans le contexte de la chirurgie guidée par l'image puisqu'elle permet de superposer les images vidéo sur les représentations informatisées en 3D (monoscopiques et stéréoscopiques) du cerveau au cours de la neurochirurgie, combinant ainsi les images réelles (patient) et les images virtuelles (IRM en 3D). D'autres approches combinent les images prises au microscope avec les représentations numériques du champ opératoire pour donner au chirurgien une image à la fois de la surface et des structures sous-jacentes.

2.3 Systèmes de guidage à affichage frontal

La plus récente manifestation de cette technologie est un visiocasque léger d'images stéréoscopiques dont la position relative par rapport au patient est continuellement repérée au cours de l'intervention. Un tel dispositif permet au chirurgien d'avoir une visibilité directe de l'intervention chirurgicale et de projeter simultanément une image virtuelle enregistrée (produite par IRM en 3D par exemple) dans son champ visuel. Tant que la tête du chirurgien est repérée avec exactitude au cours de l'intervention, les images resteront superposées peu importe sa position. Un des plus importants avantages de cette approche est qu'elle permet l'affichage des images, qui normalement seraient affichées sur un moniteur d'ordinateur placé à un endroit peu propice, dans le champ de vision du chirurgien en tout temps. Avec ce système, les images obtenues dans des études préopératoires sont toujours affichées. De plus, les images endoscopiques de nature vidéo, affichées en temps réel et utilisées pour suivre les déplacements à l'intérieur des ventricules par exemple, peuvent toujours être visionnées par le chirurgien sans qu'il ait quitté des yeux le point de l'intervention.

Il serait bon de mentionner que Fakespace Inc, une entreprise dérivée de Canadian Electrohome, est un chef de file mondial de la mise au point de systèmes d'affichage stéréoscopique destinés à des environnements virtuel et a un droit acquis sur les progrès de cette technologie.

2.4 Enregistrement patient-image automatique

Pour que les images soient utiles à la planification et au guidage d'interventions chirurgicales, un enregistrement patient-image doit être fait, de sorte que l'espace-image (défini par un ensemble de voxels en 3D) puisse être directement relié au système de coordonnées réelles du patient. Ce processus compte deux étapes. Les points ou les surfaces homologues doivent d'abord être identifiés sur l'image et sur le patient, puis ces renseignements doivent être utilisés pour calculer la matrice de transformation qui met en relation le système de coordonnées de l'image et celui du patient.

Des efforts considérables ont été déployés dans la mise au point de techniques d'enregistrement image-patient préopératoire. La technique la plus courante se fonde sur la détermination des structures et des portions de surface tant sur les images que sur le patient. Une des approches consistent à utiliser un pointeur dont la position est calculée par ordinateur pour déterminer des points de repère tels que les commissures externes des yeux, le tragus des oreilles et le nasion. Ces mêmes structures sont ensuite identifiées à l'aide du pointeur de la souris sur l'image en 3D du patient. Cette approche n'est pas pleinement satisfaisante pour deux raisons. Premièrement, on observe une certaine variabilité des endroits déterminés à titre de points de repère sur le patient de même qu'un problème de détermination exacte des mêmes endroits sur l'image en 3D du patient. Ainsi, le mieux que l'on

puisse espérer faire est d'effectuer une approximation par la méthode des moindres carrés pour obtenir l'enregistrement correct. Bien sûr, la précision de la correspondance obtenue par la méthode des moindres carrés deviendra plus grande au fur et à mesure que le nombre de points homologues augmente. Deuxièmement, si tous les points d'enregistrement sont groupés ensemble, une faible imprécision de l'enregistrement de la région contenant les points homologues peut résulter en une erreur d'importance à des points à l'extérieur de cette région.

2.5 Technologies du retour de force pour la visualisation

Des efforts ont récemment été faits en vue d'utiliser le sens du toucher à titre de modalité permettant à l'utilisateur d'exploiter les données d'imagerie. Cette approche a été rendue possible par l'arrivée de ce qu'on appelle les interfaces haptiques. Celles-ci sont des interfaces humain-ordinateur bidirectionnelles qui permettent d'entrer les données du déplacement de l'utilisateur et également de retourner les forces. Il existe un grand nombre d'applications de ces dispositifs, y compris un certain nombre qui sont déjà sur le marché. Par exemple, des efforts sont faits pour utiliser ces dispositifs dans des scénarios de formation en chirurgie tels que les interventions chirurgicales effractives minimales (consulter la section « Système de simulation et de formation »). Dans ce cas, ces dispositifs sont généralement complexes et coûteux. Au contraire, des dispositifs peu coûteux sont déjà commercialisés par l'industrie du jeu. Des dispositifs de complexité moyenne pourraient, croit-on, présenter des avantages dans la visualisation de données médicales, particulièrement les données en 3D, dans presque tous les domaines de diagnostic et de traitement médical.

Dans le même ordre d'idées, les progrès dans le domaine du traitement de l'information graphique sont attribuables aux applications grand public (en effet, les outils de recherche et les produits grand public sont souvent les mêmes, y compris les systèmes d'affichage stéréoscopique de RV). Les produits haptiques grand public atteignent rapidement un niveau de performance acceptable pour les professionnels. Ce besoin est le résultat de la capacité, par les techniques d'imagerie médicale moderne, de produire des données en 3D représentant l'anatomie, la vascularité ou la fonction des régions du corps humain. L'analyse de telles quantités de données présentes dans chaque image pose un problème formidable au radiologue ou au chirurgien. En général, ces images sont évaluées en les affichant à l'aide des outils fournis avec les logiciels de traitement de l'information graphique. À l'exception du cas de la visualisation stéréoscopique, toutes les images en 3D sont effectivement représentées sous forme d'image d'intensité en 2D sur des écrans en 2D.

Un autre facteur important à prendre en considération est que, même si ces images sont des représentations de collections d'objets présentant différentes caractéristiques, elles sont représentées exclusivement de façon visuelle. Avec les systèmes d'affichage en 2D, lorsque les sondes-curseurs sont fournies pour prendre connaissance du volume, le curseur peut se déplacer librement dans le volume, et l'opérateur ne reçoit aucune rétroaction l'informant des propriétés du matériau et la rétroaction est limitée en ce qui concerne la profondeur. Un clinicien qui examine un organe, *in vivo* ou *in vitro*, se fie autant à la rétroaction tactile qu'à la visualisation de l'organe. En raison de la nature multiparamétrique de l'image médicale en 3D type, elle contient une riche description des propriétés des tissus qui ne peuvent ou ne doivent pas nécessairement être présentées de façon visuelle.

Des systèmes sont nécessaires pour permettre une meilleure interrogation des volumes d'images médicales en 3D en utilisant la rétroaction de l'opérateur en plus de systèmes d'affichage uniquement visuel. Il a été montré qu'en général, une présentation multimodale de données bien conçue (graphique et haptique) peut amener une diminution significative des erreurs d'interprétation et de manipulation des données, particulièrement des données en 3D. Ceci s'applique tant aux situations où l'« opérateur » est un radiologue qui interprète les données ou un chirurgien guidé par les images au cours d'une intervention. En raison d'un nombre de facteurs de perception, on peut obtenir la rétroaction haptique en intégrant aux systèmes des interfaces haptiques à deux degrés de liberté simples et peu coûteuses.

2.6 Correspondance de surface

Certains systèmes utilisent une approche de correspondance de surface pour compléter la méthode de corrélation par point. L'utilisation de surfaces extraites d'images en 3D provenant de différentes modalités d'imagerie, en vue de faire correspondre ces images dans un espace commun, a été décrite par Pelizzari et Chen [1989]. Bien que leur approche demande d'avoir deux images numériques, la même méthode peut être suivie pour faire correspondre la surface extraite d'une image avec des échantillons physiques de la même surface de l'objet. Avec cette technique, on utilise la sonde pour sélectionner des points à la surface du patient, pour ensuite déterminer la meilleure correspondance de ce nuage de points avec une surface extraite d'une image en 3D du patient. Cette approche combinée utilisant à la fois des points et des surfaces est décrite par Maurer [1998] et est intégrée dans au moins un système commercial de neurochirurgie guidée par l'image couramment utilisé. Dans des conditions idéales, (c.-à-d. des tests de spectres où des structures homologues sont facilement déterminées et où il n'y a aucun mouvement des marqueurs par rapport à l'objet), on peut s'attendre presque au même degré de précision qu'avec la méthode des cadres stéréostatiques. Toutefois, dans les conditions observées en clinique, où des caractéristiques naturelles sur la peau du patient sont déterminées, la précision que l'on peut obtenir avec ce type d'approche diminue en raison de la détermination subjective des paires de points sur le patient et sur les images. Bien que cette approche puisse être adéquate pour un bon nombre d'applications en neurochirurgie,

elle n'est pas appropriée pour les interventions qui exigent une grande précision.

2.7 Marqueurs montés sur les os

L'exactitude et la précision des méthodes de corrélation par points peuvent être améliorées jusqu'à un certain point en recourant à des marqueurs de surface collés sur la peau du patient. Dans ce cas, l'emplacement des marqueurs peut être déterminé avec plus de précision à l'aide d'un pointeur, et ils peuvent être automatiquement indiqués sur les images en 3D du patient. Bien que cette approche améliore la précision de la correspondance, le problème posé par le mouvement possible des marqueurs collés sur la peau par rapport à la structure osseuse sous-jacente reste entier, ce qui entraîne des erreurs additionnelles. Maurer [1997] a démontré de façon convaincante que la seule façon d'avoir l'enregistrement image-patient avec la même précision que celle qui est obtenue avec un cadre stéréostatique est d'utiliser des marqueurs d'alignement montés sur les os. Même si l'implantation de ces marqueurs de référence est une intervention presque aussi effractive que l'installation d'un cadre stéréostatique, elle peut néanmoins être faite sous anesthésie locale et présente un niveau d'effractivité plus faible comparativement à l'intervention chirurgicale à suivre.

La discussion qui précède illustre le degré de difficulté rencontré pour assurer la précision de l'enregistrement image-patient, même en considérant qu'il n'y aura aucun déplacement de tissus une fois l'intervention chirurgicale commencée. L'enregistrement de l'image est souvent, croit-on, l'aspect de la chirurgie guidée par l'image le plus susceptible d'occasionner des erreurs. Il est important non seulement que des méthodes rigoureuses soient élaborées pour effectuer l'enregistrement image-patient approprié, mais également que leur implantation soit automatique ou au moins qu'elle se fasse avec une intervention minimale du chirurgien.

Une entreprise canadienne, Sandstrom Technologies, détient la licence intégrale du cadre stéréostatique « Laitenen » - un dispositif qui se fixe sur la tête du patient par un système de fermeture à pression plutôt qu'avec des vis (comme c'est normalement le cas avec le cadre stéréostatique traditionnel). Bien que ce système ait des inconvénients en ce qui concerne la reproductibilité et le confort du patient, il pourrait très bien représenter la base de la technologie de l'enregistrement image-patient simple.

2.8 Questions d'interface humain-ordinateur

Le plus grand défi posé par l'adoption réussie des systèmes de chirurgie guidée par l'image dans la salle d'opération à l'avenir n'est peut être pas de nature technologique, mais dépend de l'interface humain-ordinateur. Au cours des deux dernières années, des équipements informatiques très performants et abordables sont apparus sur le marché. De tels équipements (p. ex., un ordinateur Pentium III de 500 MHz, équipé d'une carte vidéo sophistiquée mais peu coûteuse) permet maintenant le guidage interactif par l'image en temps réel d'interventions chirurgicales (images mises à jour en fractions de seconde), avec des images présentées au chirurgien en stéréoscopie. Il est intéressant de noter que la plupart des progrès dans l'équipement informatique et les systèmes de visualisation sont présentement attribuables à l'industrie des jeux vidéo grand public! Il est tout de même dommage qu'à ce jour, peu d'efforts aient été faits pour assurer le respect de critères ergonomiques relatifs à l'utilisation de ces équipements dans la salle d'opération. La clé de l'implantation de ces équipements sera de concevoir ces systèmes non encombrants et simples à utiliser dans la salle d'opération sans l'aide régulière d'un spécialiste de l'informatique. La logistique de la gestion des données (acquisition des images, leur fusion avec des images numérisées provenant d'autres sources, la segmentation des structures pertinentes) doit être automatisée ou nécessiter une intervention minimale. L'objectif ultime est de pouvoir utiliser des systèmes informatiques dans la salle d'opération sans avoir à recourir au clavier ou à des dispositifs de commutation compliqués. Le système de guidage par l'image ne doit pas ajouter à la complexité de la salle d'opération.

Pour conclure, les questions d'ordre psychophysique touchant la manipulation d'objets dans un environnement virtuel en 3D ont à peine été soulevées à ce jour. La technologie actuelle fournit une gamme d'outils (systèmes d'affichage RV, interaction à haute vitesse, retour de force haptique, robotique, etc.), mais sans une compréhension détaillée de l'interaction des appareils sensoriels et visuels de l'être humain avec ces outils, les avantages de ceux-ci pourraient être perdus.

3. Autres possibilités

L'autre possibilité d'utilisation de cette technologie est de continuer à suivre les interventions chirurgicales de la façon traditionnelle plus effractive, ce qui empêche de tirer avantage de la diminution des traumatismes subis par le patient et des économies pour le système de santé rendues possibles par l'utilisation des techniques de traitement et de chirurgie guidées par l'image.

4. Maturité et risques

Un bon nombre des techniques décrites sont assez matures et constituent le fondement de la technologie du guidage par l'image déjà disponible sur le marché. La technologie actuelle pose des assises stables qui favoriseront les progrès dans ce domaine.

5. Disponibilité

La majorité des techniques de guidage par l'image sont déjà disponibles sur le marché, au moins dans leur forme élémentaire. Les techniques qui doivent faire l'objet d'importants perfectionnements comprennent les interfaces haptiques, les visiocasques et les systèmes d'affichage stéréoscopique. Des travaux de mise au point intensifs sont également effectués dans ces domaines par les industries du divertissement et de la robotique.

6. Champ d'application

En plus de son rôle à long terme en radiothérapie, la technique du guidage par l'image a joué, au moins au cours des 20 dernières années, un rôle déterminant en chirurgie cérébrale et rachidienne de même que dans le domaine de l'orthopédie, tandis que le traitement guidé par l'image (ultrasons) a récemment été utilisé dans les traitements de troubles touchant la prostate et le sein. Toutefois, avec l'augmentation de la demande d'interventions chirurgicales effractives minimales, on peut s'attendre à une augmentation de l'utilisation de ces techniques dans le traitement de troubles touchant d'autres systèmes ou appareils de l'organisme.

7. Références

Birkfellner, W., Watzinger, F., Wanschitz, F., Ewers, R. et Bergmann, H., « Calibration of tracking systems in a surgical environment », *IEEE Trans Med Imaging*, 1998, vol. 17, p. 737-742.

Golfinos, J. G. et Spetzler, R. F., « The ISG system for 3-D craniotomy », *Textbook of stereotactic and functional neurosurgery*, Guildenberg, P. L. et Tasker, R. N. (éd.), New York, McGraw-Hill, p. 499-505.

Davey, B. L. K., Comeau, R. M., Munger, P., Pisani, L., Lacert, D., Olivier, A. et Peters, T. M., « Multimodality interactive stereoscopic image-guided neurosurgery », *Proceedings: Visualization in Biomedical Computing*, SPIE 2359, Robb, R. A. (éd.), 1994, Bellingham, Washington.

Maurer, C. R. J., Maciunas, R. J. et Fitzpatrick, J. M., « Registration of head CT images to physical space using a weighted combination of points and surfaces », *IEEE Trans Med Imaging*, 1998, vol. 17, p. 753-761.

Maurer, C. R. J., Fitzpatrick, J. M., Wang, M.Y., Galloway, R. L. J., Maciunas, R. J. et Allen, G. S., « Registration of head volume images using implantable fiducial markers », *IEEE Trans Med Imaging*, 1997, vol. 16, p. 447-462.

Pelizzari, C. A. et Chen, G. T. Y., « Accurate three-dimensional registration of PET, CT and MR images of the brain », *J Comput Assist Tomogr*, 1989, vol. 13, p. 20-27.

Peters, T. M., Henri, C. J., Munger, P., Takahashi, A. M., Evans, A. C., Davey, B. et Oliver, A., « Integration of stereoscopic DSA and 3D MRI for image-guided neurosurgery », *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 1994, vol. 18, p. 289-299.

Reinhardt, H. F., Horstmann, G. A., Trippel, M. et Westermann, B., « Sonic triangulation systems », *Textbook of stereotactic and functional neurosurgery*, Guildenberg, P. L. et Tasker, R. N. (éd.), 1998, New York, McGraw Hill, p. 221-224.

Zinreich, S. J., Tebo, S. A., Long, D. M., Brem, H., Mattox, D. E., van der Loury, M. E., Kolk, C. A, Koch, W. M., Kennedy, D. W. et Bryan, R. N., « Frameless stereotaxic integration of CT imaging data: accuracy and initial applications », *Radiology*, 1993, vol. 188, p. 735-742.

8. Contacts

Contacts en milieu industriel
Cedara Inc./Surgical Navigation Specialists, Mississauga, Ontario

http://www.cedara.com

Fakespace Systems Inc., Kitchener, Ontario
http://www.fakespacesystems.com

Life Imaging Systems Inc., London, Ontario
http://www.lifeimage.com

Measurand Inc., Fredericton, New Brunswick
http://www.measurand.com

Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario
http://www.ndigital.com

Sandström Trade and Technology Inc., Welland, Ontario
http://www.sandstrom.on.ca

Contacts en milieu universitaire
Randy Ellis, Ph. D., Queen's University, Kingston, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements)
ellis@qucis.queensu.ca

Aaron Fenster, Ph. D., The John P. Robarts Research Institute, London, Ontario (consulter l'annexe A pour de plus amples renseignements)
afenster@irus.rri.on.ca

Terry Peters, Ph. D., The John P. Robarts Research Institute, London, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements)
tpeters@irus.rri.on.ca

Contacts en milieu clinique

Andy Parrent, M. D., London Health Services Centre, London, Ontario
andrew.parrent@lhsc.on.ca

Yves Starreveld, M. D., The John P. Robarts Research Institute, London, Ontario
ystarrev@julian.uwo.ca

Abbas Sadikot, M. D., Institut neurologique de Montréal, Montréal, Québec
sadikot@bic.mni.mcgill.ca

Walter Kucharczyk, M. D., University of Toronto, Toronto, Ontario
w.kucharczyk@utoronto.ca

André Olivier, M. D., Institut neurologique de Montréal, Montréal, Québec
axlb@musica.mcgill.ca

GT 4 - la Page d'accueil de la zone des membres

Aide Quoi de neuf Carte du site Opinion Contexte English Haut de la page

Canada
http://strategis.ic.gc.ca

Auteur - Industrie Canada- Direction Générale des sciences de la vie-Industries de la santé

Date de diffusion - 2000-06-09

GT4 - Rapport final du groupe de travail

SYSTÈMES DE SIMULATION ET DE FORMATION

- 1. Objectifs
- 2. Description
- 3. Importance
- 4. Autres possibilités
- 5. Maturité et risques
- 6. Disponibilité
- 7. Champ d'application
- 8. Références
- 9. Contacts

1. Objectifs

Un besoin grandissant se fait sentir pour la mise au point d'une méthode favorisant l'acquisition d'habiletés techniques à l'extérieur de la salle d'opération. Les cours de formation en laboratoire ont démontré qu'ils amélioraient la pratique d'habiletés techniques grâce à l'utilisation de modèles et de cadavres [Marteniuk 1976, Perkins et Solomon 1989, Anastakis et al. 1999]. Les systèmes de simulation et la formation actuels ayant recours à l'analyse et à la visualisation d'images médicales se limitent presque exclusivement à l'emploi de modèles, et ce malgré les récents progrès enregistrés, notamment en endoscopie et en laparoscopie (p. ex., HT Medical Systems, Virtual Presence Medical). Il y a un grand besoin de mettre au point des modèles de RV haute fidélité de simulation et d'évaluer l'efficacité de ces modèles en contexte de formation.

Plus particulièrement, les systèmes qui présenteront de nombreux avantages permettront :

- de fournir aux étudiants des commentaires plus systématiques sur les résultats de l'apprentissage;
- de diminuer le recours aux animaux et aux cadavres;
- d'offrir une formation sur les techniques utilisées et interventions rarement effectuées;
- d'ajuster le degré de difficulté des interventions courantes;
- de faire une évaluation complète des nouvelles techniques;

- d'ouvrir la voie à la formation fondée sur les technologies de l'information (grâce au partage d'habiletés spéciales, des bases de données, etc.);
- d'influer sans doute sur les progrès en télémédecine.

2. Description

2.1 Introduction

Cette section décrit les technologies nécessaires pour fournir des systèmes efficaces de simulation et de formation ayant recours à des images médicales réalistes et à de l'équipement portable.

La simulation est couramment utilisée dans le domaine de l'aviation commerciale puisqu'elle est la méthode la plus rentable pour former les pilotes. Les pilotes doivent atteindre un certain degré d'adresse dans le simulateur avant d'être autorisés à voler aux commandes d'un aéronef particulier et doivent passer régulièrement des épreuves de compétence dans le simulateur pour conserver leur brevet. Les Forces armées utilisent des techniques semblables pour favoriser l'acquisition des habiletés de base. Elles considèrent également que la simulation est utile dans la formation visant l'acquisition des habiletés de combat dans des situations tactiques complexes. La collectivité médicale commence à utiliser la simulation dans quelques domaines pour former certaines catégories de personnel médical telles que les chirurgiens et les anesthésistes. La popularité de conférences telles que « Medicine Meets Virtual Reality » (La médecine à l'heure de la réalité virtuelle) montre l'intérêt pour ce sujet.

Pour que cette technologie soit couramment utilisée, il faut concevoir des systèmes de formation sûrs, efficients et efficaces qui permettront d'orienter un nouveau stagiaire ou d'offrir une formation de perfectionnement à un clinicien d'expérience. Ceci comprend une formation visant la pratique d'habiletés précises de même que la génération de scénarios pour simuler des situations graves ou urgentes. D'autres objectifs d'un tel système comprennent la possibilité d'offrir une formation à un grand groupe, idéalement grâce à l'interaction multi-utilisateur, mais également celle de simplement afficher des données. Les enjeux-clés de la mise au point de cette technologie sont la capacité d'adaptation du système aux différences individuelles chez les stagiaires et la capacité de réaction aux actions de l'utilisateur. Le dernier enjeu soulève des questions classiques à propos des critères ergonomiques tels que la vitesse et la résolution de la réponse du système selon les commandes de l'utilisateur. Cet enjeu revêt encore plus d'importance dans le cas d'un système multi-utilisateur.

2.2 Systèmes d'affichage visuel

L'industrie du divertissement est de loin le principal utilisateur des systèmes d'affichage visuel, et peu d'avantages pourraient être tirés d'une tentative de mettre au point de nouvelles technologies pour l'industrie médicale. La meilleure approche est d'adapter de façon raisonnable les technologies matures qui ne risquent pas d'être déclarées désuètes. La simulation d'interventions telles que la chirurgie par laparoscopie utiliserait des systèmes d'affichage semblables à ceux qui sont présentement utilisés dans la salle d'opération. Par ailleurs, la simulation d'une intervention à ciel ouvert requiert des systèmes qui doivent être mis au point. Le degré d'interaction entre le chirurgien et le corps du patient exige sans doute des systèmes d'affichage par immersion, tels qu'un visiocasque. Les technologies de base permettant la fabrication d'un tel dispositif existent déjà, et plusieurs entreprises aux É.-U. investissent d'importants montants de capital de risque en vue de produire des systèmes qui pourraient être utilisés dans un grand nombre d'applications, y compris le divertissement, bien sûr. Plusieurs grandes entreprise telles que Sony fabriquent et vendent des visiocasques qui pourraient être adaptés à des fins de simulation médicale. La meilleure approche pour un concepteur d'un simulateur d'intervention à ciel ouvert serait de choisir un système présentant de bonnes qualités optiques et de mettre l'accent sur la mise au point d'une image claire et stable qui n'entraînera ni nausées ni de fatigue oculaire durant l'utilisation prolongée du système d'affichage.

D'autres modèles de systèmes existent ou devraient être perfectionnés tels que les « systèmes de vision en transparence » où une image synthétique est superposée sur un modèle réel ou sur la main du stagiaire, ou les deux, en sont un exemple. Il faudrait sans doute utiliser un moniteur à haute résolution en mode stéréoscopique avec un écran cathodique au niveau de la table d'opération. L'entreprise Fakespace Systems Inc. fabrique un dispositif semblable utilisé dans des applications de conception assistée par ordinateur. Les technologies d'affichage actuelles pour ces approches, et possiblement pour d'autres, existent déjà et sont peu coûteuses. Les caractéristiques de l'image affichée devront être définies plus en détail.

2.3 Simulation kinesthésique et tactile

La très grande efficacité de l'utilisation du retour de force a été prouvée pour simuler les forces et les pression exercées sur les mains et les doigts d'un opérateur dans les applications de télérobotique. Ce retour de force s'adresse en fait à deux modalités sensorielles humaines connues sous le nom de *canal haptique*. Les *sensations tactiles* sont associées au toucher discriminant, comme dans la perception de surfaces. Elles comprennent les sensations de pression, les propriétés locales telles que la courbure, l'orientation, la perforation, la texture. les propriétés thermiques, la douceur, l'humidité, la friction, l'adhérence ou l'absence

d'adhérence, les microdéfaillances ou les vibrations. Les *perceptions proprioceptives* ou *kinesthésiques* sont la conscience de l'état du corps de quelqu'un, y compris la position, la vitesse et les forces produites par les muscles captées par une variété de récepteurs situés dans la peau, les articulations, les muscles et les tendons. Elles sont souvent associées aux membres inférieurs, mais elles s'appliquent évidemment à toutes les parties articulées du corps soumises à des mouvements volontaires.

Les technologies qui ont recours à la kinesthésie arrivent à maturité, comme on l'observe par l'intense activité industrielle, aux É.-U., en Europe et au Japon, de même que dans un grand nombre de centres universitaires, dans le domaine des équipements de simulation d'intervention chirurgicale qui comprennent des dispositifs haptiques.

Les mêmes technologies ont été utilisées dans des simulations de chirurgie par laparoscopie; toutefois, l'application de cette technologie à l'intervention à ciel ouvert, où le chirurgien peut sélectionner différents instruments selon son bon vouloir, demandera beaucoup d'innovation et peut demander une approche différente. Un dispositif de formation qui ne simule pas l'équipe de chirurgie pourrait toujours être d'une certaine utilité et serait de toute évidence moins coûteux, mais ne recevrait probablement pas l'aval d'un grand nombre de chirurgiens. La simulation précise de l'équipe de travail améliorerait le réalisme de l'expérience globale et rendrait le dispositif de formation beaucoup plus efficace. La technologie de la simulation tactile n'est pas aussi avancée à cause de l'absence relative de systèmes adéquats d'affichage tactile.

2.4 Simulation des odeurs

Les composantes chimiques réelles à l'origine des odeurs associées à différents états médicaux sont probablement bien connues. La production de l'odeur pertinente à proximité de l'organe interne lorsqu'il est coupé ne serait pas une tâche difficile. À moins que les chirurgiens demandent unanimement des dispositifs qui simulent les odeurs, cette propriété sera probablement offerte en option.

2.5 Modélisation et génération d'images

La création d'une image réaliste des organes internes comme le verrait un chirurgien au cours d'une intervention chirurgicale est une tâche qui diffère considérablement de la création d'une image d'un environnement concret tel qu'un aéroport pour un simulateur de vol. Dans cet exemple, seules les surfaces sont modélisées et les objets gardent normalement leur forme originale. Par contre, les organes internes sont faits de tissus mous qui se déforment lorsqu'une pression est exercée et peuvent être coupés pour révéler leur structure interne. Le sang qui s'écoule de la surface coupée change également l'apparence de l'ensemble. Il a été suggéré qu'une architecture de générateur d'images basée sur les voxels, c.-à-d. de très petits éléments cubiques de bases de données, serait plus appropriée que les modèles de bases de données traditionnelles, qui utilisent des polygones à deux dimensions. Par contre, il serait peut être avantageux tant sur le plan économique que technologique d'utiliser l'architecture traditionnelle de façon à permettre la construction en temps réel des polygones au fur et à mesure que les tissus ou les organes sont coupés et déplacés. La fréquence de génération d'images pour assurer le suivi en temps réel ne doit pas être supérieure à 15 Hz. Les textures fondées sur des images photographiques de tissus et d'organes types, sains ou non, seraient appliquées aux polygones d'une façon semblable à celle qui est utilisée dans les simulations de vol. Les avantages évidents de cette approche sont que des ordinateurs plus puissants permettront d'obtenir une vitesse de réaction plus près de la visualisation en temps réelle, et les générateurs d'images associés à des ordinateurs personnels, qui sont relativement peu coûteux et le seront de moins en moins, peuvent être utilisés pour créer l'image finale.

Les équipements actuels utilisés par le chirurgien et le personnel infirmier devront selon toute vraisemblance être de nature virtuelle pour leur permettre d'être occlus correctement quand ils sont insérés dans le corps virtuel. Ceci s'applique aussi aux doigts ou aux mains insérés dans le corps. Par conséquent, des dispositifs de repérage très précis devront être mis au point. Toute la question concernant la façon d'agencer les mondes virtuel et réel est assez intéressante et doit être abordée. Une approche évidente serait l'utilisation d'un mannequin creux sur une vraie table d'opération couvert de champs opératoires de sorte qu'une image virtuelle de la zone à opérer apparaîtrait au bon endroit. Une autre approche serait de créer un corps virtuel entier visionné à l'aide d'un visiocasque. Il est difficile d'envisager une approche qui fournirait le réalisme d'une vraie salle d'opération, mais les concepteurs devraient essayer différentes approches pour déterminer celle qui donne les meilleurs résultats. En consultant les bibliothèques d'un grand nombre d'hôpitaux universitaires, il sera probablement possible d'obtenir des données de l'apparence visuelle des tissus et des organes lorsqu'ils sont manipulés ou coupés durant l'intervention chirurgicale. Les données sur l'élasticité des tissus et des organes et sur le changement de leurs formes causés par la pression des doigts et des instruments seront plus difficiles à obtenir. Des expériences devront probablement être menées dans ce cas.

Lorsqu'un système a été mis au point pour simuler les fonctions susmentionnées, la même approche devrait être suivie pour simuler les parties du corps en mouvement et le débit sanguin. Pour ce faire, des ressources computationnelles plus puissantes seront nécessaires, et des logiciels extrêmement efficaces devront être utilisés pour arriver à simuler une situation en temps presque réel. La détection des collisions sera une autre tâche qui demandera des ressources computationnelles considérables. Différents algorithmes sont utilisés dans une simulation de vol. Par exemple, dans le cas de la simulation du ravitaillement en

vol, neuf vecteurs sont calculés à partir de la pointe de la sonde de ravitaillement pour déterminer le moment et l'endroit du contact entre la sonde et l'aéronef à ravitailler. Cette méthode devrait bien s'appliquer au repérage d'un scalpel manipulé par le chirurgien, mais d'autres techniques pourraient être utiles pour déterminer lorsqu'une main touche une partie du corps ou lorsque une partie du corps en touche une autre. Les forces résultantes et leur effet sur les partie du corps devront aussi être calculés.

La modélisation des autres participants tels que le personnel infirmier et les anesthésistes ne serait pas réalisée en premier lieu. Il serait probablement suffisant de demander à un instructeur ou un opérateur d'exécuter les tâches des autres membres du personnel qui participent normalement à une intervention chirurgicale. Toutefois, avec les progrès de la simulation médicale, cette fonction gagnera en importance, et des technologies telles que la reconnaissance vocale, la robotique et les systèmes experts (ou l'intelligence artificielle) seront utilisées.

2.6 Ergonomie et conception de systèmes

Plusieurs questions de conception doivent être abordées dans la mise au point d'un simulateur de chirurgie informatisé et fonctionnel. Un type de simulateur pourrait être utilisé pour favoriser l'acquisition d'habiletés, en début de formation, tandis qu'un autre simulateur serait utile à la pratique répétée d'une habileté particulière dans le cadre de scénarios. Ceci pourrait permettre de présenter des situations critiques et émergentes. Une autre question porte sur l'utilisation de simulateurs dans la formation de plus d'un participant, et particulièrement sur la modélisation précise des données provenant simultanément de plusieurs utilisateurs. Finalement, le système devrait s'adapter en fonction du degré d'habileté du stagiaire et faire les ajustements appropriés, p. ex., s'il s'agit de manipulation de tissus fine ou grossière.

2.7 Évaluation des stagiaires

Pour concevoir un système de formation efficace, il faut d'abord fixer des objectifs réalistes et pertinents au domaine dans lequel la formation est donnée. La deuxième question qui doit être abordée est la vérification de la correspondance entre la formation et les objectifs. Finalement, peut-être le plus important, l'évaluation du rendement doit permettre de déterminer à quel point les objectifs sont atteints. Ainsi, le succès d'un programme de formation dépend de l'atteinte des objectifs pertinents. Le grand défi de tous les concepteurs de systèmes de simulation est alors d'adapter la technologie aux objectifs du programme de formation. Trop souvent, des compromis importants sont faits au moment de fixer les objectifs à cause des limites technologiques. Par exemple, un simulateur de chirurgie par laparoscopie devrait offrir aux stagiaires l'occasion d'expérimenter toutes les réponses à leurs actions, significatives sur le plan clinique. Ceci devrait comprendre la déformation tissulaire, les saignements et la formation de lésion. Sans ces connaissances transférables, il est difficile pour le formateur de déterminer si un rendement satisfaisant en cours de formation sera un gage de rendement dans un environnement clinique. Dans le cas de la chirurgie, une solution évidente à cette question est l'évaluation objective et fiable du rendement peropératoire. Toutefois, étant donné la complexité de l'environnement de la salle d'opération et l'absence de maîtrise sur les variables importantes de cette configuration, une solution très souhaitable serait d'améliorer l'apparence et la sensibilité des simulateurs pour les rendements de formation pertinents en clinique.

2.8 Éducation permanente, remédiation et formation à distance

L'éducation permanente est une question de plus en plus importante concernant la formation sur les interventions chirurgicales. Les chirurgiens d'expérience, tout comme les médecins de famille, profiteraient de la disponibilité de simulateurs de formation pour des cas d'interventions chirurgicales mineures et avancées. Dans une récente étude menée auprès des nouveaux médecins de famille au Canada, Kelly [1998] a observé qu'un grand nombre de ceux-ci ne sont pas satisfaits de leur degré d'habiletés pour les interventions techniques courantes, particulièrement les interventions chirurgicales mineures faites en cabinet. Cette question gagnera en importance puisqu'il a été démontré qu'il est plus rentable de privilégier les interventions chirurgicales mineures effectuées au cabinet d'un généraliste que de diriger les patients vers des spécialistes [Brown, 1979]. De façon semblable, on exigera peut être bientôt que les chirurgiens complètent des cours de perfectionnement avancés d'habiletés techniques pour conserver leur reconnaissance professionnelle. Finalement, de concert avec les programmes de formations établis destinés aux résidents en chirurgie, les centres de formation et de simulation seront appelés plus fréquemment à aider les stagiaires ayant besoin de remédiation d'habiletés techniques.

3. Importance

Plusieurs forces imposent des limites grandissantes dans la salle d'opération en tant que lieu principal d'acquisition d'habiletés chirurgicales essentielles. Premièrement, à cause des contraintes financières grandissantes auxquelles font face les établissements d'enseignement, il y a une immense pression sur les chirurgiens pour qu'ils soient plus efficaces dans la salle d'opération. Deuxièmement, les hôpitaux universitaires reçoivent de plus en plus de patients atteints de troubles très graves et complexes nécessitant une intervention chirurgicale. Le traitement de ces patients exige de recourir aux habiletés de techniciens experts dont l'efficience est maximale. Troisièmement, il y a des inquiétudes de nature déontologique associées à l'enseignement

d'interventions chirurgicales et des habiletés de base en chirurgie sur des patients humains vivants.

4. Autres possibilités

D'autres solutions actuelles aux systèmes de simulation et de formation ayant recours à la visualisation d'images médicales comprennent la formation sur des patients, des animaux vivants ou des modèles peu réalistes.

5. Maturité et risques

Il existe actuellement des systèmes de simulation des interventions chirurgicales endoscopiques. Le grand besoin de mettre au point des systèmes qui permettront de simuler des interventions par laparoscopie et des interventions à ciel ouvert est grand.

6. Disponibilité

Les simulateurs informatisés de formation en chirurgie présentement disponibles comprennent le simulateur d'intervention endoscopique et de repérage de cathéter i. v. de HT Medical Systems et le système de formation informatisé en intervention par laparoscopie de Virtual Presence Medical (MIST-VR).

7. Champ d'application

La mise au point de systèmes virtuels réalistes de formation en chirurgie et en médecine serait un progrès important dans tous les établissements d'enseignement de la médecine au Canada. Le grand nombre d'étudiants au premier cycle en médecine bénéficieraient de la formation sur les interventions chirurgicales simples, tandis que la simulation des interventions chirurgicales avancées serait utile aux résidents et aux fellows de même qu'aux cliniciens actifs qui souhaitent parfaire leurs habiletés.

Récemment, une certification du maintien de la reconnaissance professionnelle en chirurgie a fait l'objet d'un plus grand nombre de discussions. Ceci mènera sans doute à une augmentation de la demande d'éducation médicale continue dans ces domaines.

Finalement, la demande croissante, par les patients, d'interventions chirurgicales effractives minimales semble exercer une pression accrue en faveur du perfectionnement des chirurgiens d'expérience.

8. Références

Anastakis, D.J., Regehr, G., Reznick, R.K., Cusimano, M.D., Murnaghan, J., Brown, M. & Hutchison, C. « Assessment of technical skills transfer from the bench training model to the human model. » *The American Journal of Surgery*, 1999, vol. 177 (2), 167-170.

Brown, J. S., « Minor Operations in general practice », *British Medical Journal*, 1979, vol. 1, p. 1609-1610.

Kelly, L., « Surgical skills for Family Physicians », *Canadian Family Physician*, 1998, vol. 44, p. 469-471.

Marteniuk, R. G., *Information Processing in Motor Skills*, Holt, Rinehart and Winston, 1976.

Perkins, D. N. et Salomon, G., « Are cognitive skills context-bound? », *Educational Researcher*, 1989, janv.-fév., p. 16-25.

Sources des renseignements
Micro Display Report
http://www.mdreport.com

Real Time Graphics
http://www.cgsd.com/

9. Contacts

Contacts en milieu industriel

Bertec Corporation, Columbus, Ohio
http://www.bertec.com/

Biomedical Interactive Technology Centre, Atlanta, Géorgie
http://www.bitc.gatech.edu/bitcprojects/surgsim.html

Boston Dynamics Inc., Cambridge, Massachussets
http://www.bdi.com/

CAE Inc., Montréal, Québec
http://www.cae.com/

Ciné-Med Customer Service, Woodbury, Connecticut
http://www.cine-med.com/cinemed/service.html

EPIDAURE Imagerie et robotique médicale, Rocquencourt, France
http://www.inria.fr/Equipes/EPIDAURE-eng.html

Fakespace Systems Inc., Kitchener, Ontario
http://www.fakespacesystems.com

Haukom Associates, San Francisco, Californie
http://www.haukom.com/

HT Medical Systems, Rockville, Maryland
http://www.ht.com/

Immersion Corporation, San José, Californie
http://www.immersion.com

KISMET Medical Applications, Karlsruhe, Danemark
http://iregt1.iai.fzk.de/KISMET/kis_apps_med.html

Medical Robotics Related Sites, University of California at Berkeley, Richmond, Californie
http://www-path.eecs.berkeley.edu/~mcenk/medical/links.html

MPB Technologies Inc., Pointe-Claire, Québec
http://www.mpb-technologies.ca/mpb/products/space/freedom.html

Mitsubishi Electric Research Laboratory, Boston, Massachussets
http://www.merl.com/

Millersville and Penn State Universities, Pennsylvanie
http://cs.millersv.edu/~webster/haptics

Muse Technologies (Virtual Presence Medical), Albuquerque, Nouveau-Mexique
http://www.musetech.com

n-Vision Inc, Mclean, Virginie
http://www.nvis.com/opthalmi.htm

Simulab Corporation, Seattle, Washington
http://simulab.com/

Sony of Canada, Ltd., Toronto, Ontario
http://www.sony.ca

Surgical Dynamics Inc., Norwalk, Connecticut
http://www.surgicaldynamics.com/

Uniformed Services University of the Health Sciences, Bethesda, Maryland
http://surgery.usuhs.mil/Bionic.html

University of Colorado Health Sciences Center, Denver, Colorado
http://www.uchsc.edu/sm/chs/products/products.htm

University of Washington School of Medicine, Department of Surgery, Seattle, Washington
http://depts.washington.edu/surgery/

Virtual Motion, Pittsburgh, Pennsylvanie
http://www.vm3.com/

Virtual Presence Medical (Muse Technologies), Londres, Royaume-Uni
http://www.VRWeb.com/

Contacts en milieu universitaire
Stan Hamstra, Ph. D., Department of Surgery, University of Toronto, Toronto, Ontario (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements)
s.hamstra@utoronto.ca

Vincent Hayward, Ph. D., Centre de recherche sur les machines intelligentes, Université McGill, Montréal, Québec (consulter l'annexe B pour de plus amples renseignements)
hayward@cim.mcgill.ca

Contacts en milieu clinique
Carol Hutchison, M. D., University of Toronto, Ontario
carol.hutchison@utoronto.ca

Richard Reznick, M. D., University of Toronto, Ontario
richard.reznick@utoronto.ca

GT 4 - la Page d'accueil de la zone des membres

Aide Quoi de neuf Carte du site Opinion Contexte English Haut de la page

Canada
http://strategis.ic.gc.ca

Auteur - Industrie Canada- Direction Générale des sciences de la vie-Industries de la santé Date de diffusion - 2000-08-20

GT4 - Rapport final du groupe de travail

ANNEXES

▶ A : Le comité directeur de la Carte routière technologique de l'imagerie médicale

▶ B : Groupe de travail 4 - Liste des membres

▶ C : Modèle de document de travail sur les technologies de base

---

ANNEXE A

COMITÉ DIRECTEUR DE LA CARTE ROUTIÈRE DE L'IMAGERIE MÉDICALE

Président :

Dr Aaron Fenster
Directeur, Laboratoires de recherche sur l'imagerie
The John P. Robarts Research Institute
London, Ontario
Courriel : afenster@irus.rri.on.ca

Membres :

Dr Brian C. Lentle
Professeur émérite et ancien directeur
Dept. of Radiology
Vancouver General Hospital
Vancouver, Colombie-Britannique
Courriel : blentle@unixg.ubc.ca

Dr Michael Barry
Département d'imagerie diagnostique
Installation de l'hôpital régional de Saint John
Saint John, Nouveau-Brunswick
Courriel : drmikebarry@health.nb.ca

M. Bill Dobson
Conseiller en technologie industrielle
Programme d'aide à la recherche industrielle (PARI)
Toronto, Ontario
Courriel : bill.dobson@nrc.ca

Dr Robert Ferguson
Chef, département de radiologie
Kingston General Hospital
Kingston, Ontario
Courriel : fergusor@kgh.kari.net

M. Doug Morrison
Gestionnaire supérieur
Deloitte & Touche LLP, Management Solutions
Toronto, Ontario
Courriel : doug.morrison@bmts.com

Dr Douglas Mowbray
(Association canadienne des radiologistes)
Radiologiste, Divers hôpitaux ruraux
Lucknow, Ontario
Courriel : dmowbray@hurontel.on.ca

M. Bruce Davey
Directeur, Ingénierie
Groupe des produits chirurgicaux
Cedara Software
Mississauga, Ontario
Courriel : bruce.davey@cedara.com

Dr John Rowlands
Professeur, University of Toronto
Département de la biophysique médical
Scientifique supérieur, Sunnybrook & Women's College Health Sciences Centre
Toronto, Ontario
Courriel : rowlands@srcl.sunnybrook.on.ca

M. Fred Doern
nir-vivo inc.
c/o CRNC - Institut du biodiagnostique
Winnipeg, Manitoba
Courriel : doern@nir-vivo.com

M. Len Grenier
V.P. Engineering & Chief Technology Officer
A.L.I. Technologies Inc.
Richmond, British Columbia
Courriel : len@alitech.com

Dr Louis Renaud
Vice-Président, Recherche et développement
Electromed International Ltd.
Saint-Eustache, Québec
Courriel : louis.renaud@electromed.ca

M. Bill Brodie
(Association canadienne des technologues en radiologie médicale)
Gestionnaire, Imagerie médicale
Institut et Hôpital Neurologiques de Montréal
Montréal, Québec
Courriel : william.brodie@muhc.mcgill.ca

M. Jim Herrewynen
Gestionnaire en chef
Mitra Imaging Inc.
Waterloo, Ontario
Courriel : Eric@mitra.com

ANNEXE B

Groupe de travail 4 - Liste des membres

Codirecteurs :

Dr Aaron Fenster
Directeur, Laboratoires de recherches sur l'imagerie
The John P. Robarts Research Institute
London, Ontario
Courriel : afenster@irus.rri.on.ca
Site Web: http://www.irus.rri.on.ca/people/afenster.html

Dr Bruce Davey
Directeur, ingénierie
Groupe des produits chirurgicaux
Cedara Software Corp.
Mississauga , Ontario
Courriel : bruce.davey@cedara.com
Site Web: http://www.cedara.com

Membres:

Dr Melanie Dutkiewicz
MacDonald Dettwiler and Associates
Richmond, Colombie-Britannique
Courriel : mel@mda.ca

Mme Deborah Keep
Directeur, développement des affaires
GE Medical Systems Canada
Mississauga, Ontario
Courriel : deborah.keep@med.ge.com

Dr Terry Peters
Travailleur scientifique, Laboratoires de recherches sur l'imagerie
(Membre des RCE IRIS)
The John P. Robarts Research Institute
London, Ontario
Courriel : tpeters@irus.rri.on.ca

Dr Ray Somorjai
Chef, groupe informatique
CNRC - Institut du biodiagnostic
Winnipeg, Manitoba
Courriel : somorjai@ibd.nrc.ca

Dr Vincent Hayward
Professeur agrégé
Centre de recherche sur les machines intelligentes
Université McGill
Montréal, Québec
Courriel : hayward@cim.mcgill.ca

Dr Randy Ellis
Professeur agrégé
Département d'informatique et des sciences de l'information
Queen's University
Kingston, Ontario
Courriel : ellis@qucis.queensu.ca

M. Mark Dickey
Directeur du développement
Life Imaging Systems Inc.
London, Ontario
Courriel : mdickey@lifeimage.com
Web: www.lifeimage.com

Dr Martin Yaffe
Préposé principal à la recherche, recherche en imagerie
Sunnybrook & Women's College Health Sciences Centre
Toronto, Ontario
Courriel : yaffe@srcl.sunnybrook.utoronto.ca

Dr Louis Collins
Professeur adjoint
Centre de visualisation cérébrale McConnell
Institut neurologique de Montréal
Montréal, Québec
Courriel : louis@bic.mni.mcgill.ca

Dr Stan Hamstra
Centre de recherche en éducation / Département de chirurgie
Banting Institute
University of Toronto
Toronto, Ontario
Courriel : s.hamstra@utoronto.ca

M. Brian Welch
Spécialiste technique supérieur
CAE Electronics Ltée
Montréal, Québec
Courriel : welch@cae.ca
Site Web: http://www.cae.com

Secrétariat :

Mary Boreskie
Agente de développement industriel
Direction générale des sciences de la vie
Industrie Canada
235 Queen Street
Ottawa, Ontario K1A 0H5
Courriel : boreskie.mary@ic.gc.ca

ANNEXE C

Modèle de document de travail sur les technologies de base

1. **GROUPE DE TRAVAIL SUR LES TECHNOLOGIQUES** :
Nom du GT

2. **TECHNOLOGIE DE BASE** :
Nom de la technologie

3. **COTATION** :
Cote attribuée à la technologie par rapport aux technologies examinées par les GT (ex. 3/5)

4. **OBJECTIFS** :
Les paramètres de rendement de la technologie : - sont déterminés par les exigences des clients; - devraient être définis quantitativement et qualitativement (sans divulguer des renseignements de nature exclusive); - comprennent les aspects économiques (coût, etc.), temporels (améliorations de la durée du cycle, etc.) et physiques (réduction de la masse, etc.).

5. **DESCRIPTION** :
Brève description technique de la technologie.

6. **IMPORTANCE** :
- Pourquoi la technologie est-elle essentielle (p. ex. exigences réglementaires, exigences des clients, facteurs financiers et autres questions de compétitivité)?
- Quand la technologie est-elle requise?
- À qui la technologie est-elle essentielle?
- Que se produit-il si la technologie n'est pas disponible ou n'est pas adoptée?

7. **EXIGENCES EN CLINIQUE** :
- Quelles sont les exigences en clinique auxquelles la technologie doit satisfaire?

8. **AUTRES POSSIBILITÉS** :
- Autres technologies, solutions non technologiques, substitution des produits, etc.
- Chaque GT devrait être bien au fait des technologies examinées par les autres GT; de cette façon, il est possible d'établir des liens entre les technologies de remplacement ou rivales.

9. **MATURITÉ ET RISQUE** :
- Où en est la technologie aujourd'hui?
- Quelles ressources supplémentaires sont nécessaires pour fournir les produits requis au cours des quatre à dix prochaines années?
- Quels sont les risques liés à l'acquisition de ces ressources supplémentaires?

10. **DISPONIBILITÉ** :
La technologie est-elle actuellement disponible? Dans l'affirmative, où, comment, à quel prix, etc.?

11. **CHAMP D'APPLICATION** :
- Dans quelle mesure la technologie peut-elle être diffusée?
- Dans quels secteurs de l'imagerie médicale au Canada?
- Dans quels autres secteurs industriels, etc.?

12. **COLLABORATEURS** :
Sources d'appui éventuelles pour l'élaboration ou l'acquisition et la mise en oeuvre de la technologie.

Exemples : CNRC, promoteurs travaillant avec les fournisseurs, etc.

13. **ANALYSE COÛTS-AVANTAGES** :
Les coûts pourraient comprendre les frais d'élaboration, d'acquisition et de mise en □Auvre de la technologie. Les avantages sont fondés sur une évaluation de l'usage de la technologie procurant un avantage concurrentiel sur le marché.

14. **RÉFÉRENCES** :
Liste de documents pertinents.

15. **CONTACTS** :
Contacts pour obtenir de plus amples renseignements.